SPANNUNGSOPTISCHE UNTERSUCHUNGEN EINIGER SCHLEIMHAUTGETRAGENER OBERKIEFERPROTHESEN

Albert Scholtz

1967

AUS DER PROTHETISCHEN ABTEILUNG
ehem. Vorstand: Professor Dr. H. van THIEL
DER KLINIK FÜR ZAHN- MUND- UND KIEFERKRANKHEITEN
DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN

SPANNUNGSOPTISCHE UNTERSUCHUNGEN EINIGER SCHLEIMHAUTGETRAGENER OBERKIEFERPROTHESEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Albert Scholtz

aus Freising /Obb.

München 1967

LEIDIG-DRUCK, 8000 München - 25, Schöttlstr. 9, Tel. 772633

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. H. van Thiel

Dekan: Prof. Dr. M. Kiese

Tag der mündlichen Prüfung: 23.5.1967

UNIV. LEIDEN

Meinen Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

A. EINLEITUNG

B. LITERARISCHE GRUNDLEGUNG

I) Prothesenbruch
- a) Bruchstatistik
- b) Bruchdynamik
- c) Reparatur, Unterfütterung und Wiederholungsbruch

II) Ursachen des Prothesenbruchs und Faktoren, die die Bruchanfälligkeit einer Prothese bestimmen
- a) Veränderungen des Prothesenlagers im Zusammenhang mit der funktionellen Deformation
- b) Betrag und Richtung der Prothesenbeanspruchung im Mund
- c) Mechanische und chemische Eigenschaften des Prothesenmaterials
- d) Dicke der Gaumenplatte
- e) Gestaltfestigkeit

III) Methoden zur Untersuchung von Spannungsverläufen in zahnärztlichen Prothesen
- a) Reißlack
- b) Dehnungsmeßstreifen
- c) Spannungsoptik

C. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

I) Versuchsanordnung
- a) Versuchsaufbau
- b) Modellherstellung

II) Auswertungsverfahren
- a) Versuche zur Ermittlung der Spannungsrichtung
- b) Versuche zur Ermittlung einer Schubspannungsübersicht
- c) Versuche zur Ermittlung der Spitzenspannungen

III) Ergebnisse
   a) Totale Prothese
   b) Partielle Prothesen

IV) Diskussion
   a) Kritische Bewertung des Phantomversuchs
   b) Bewertung und Vergleich der Ergebnisse mit Bruchstatistik und bisherigen Versuchsergebnissen
   c) Abgrenzung allgemeiner Folgerungen
   d) praktische Konsequenzen

D. ZUSAMMENFASSUNG

A. EINLEITUNG

Die in der täglichen Praxis immer wieder zu Tage tretenden Unzulänglichkeiten in der Festigkeit vieler zahnärztlicher Konstruktionen lassen Bemühungen aus werkstoffkundlicher und klinischer Sicht nicht zum Abschluß kommen. Neben der Verbesserung der Werkstoffeigenschaften im Sinn der geforderten Festigkeitswerte z.B. Zug, Torsion, ist die Feststellung der Spannungsverteilung unter funktioneller Belastung anzustreben. Ihre Kenntnis ermöglicht eine rationelle Ausnützung des Materials durch zweckgerechte Formgebung sowie optimale Armierung. Beide Wege sind in der Technik längst bekannt und beschritten.

Der Ermittlung der in schleimhautgetragenen Prothesen auftretenden Spannungen im Hinblick auf Lokalisation, Qualität und Betrag wurden bereits Untersuchungen gewidmet (MATTHEWS and WAIN, REGLI and GASKILL, KLÖTZER) [43, 49, 29, 30].

Die Fortführung dieser Bemühungen und darüber hinaus die Feststellung der Spannungsrichtung soll Ziel dieser Arbeit sein.

B. LITERARISCHE GRUNDLEGUNG

I) Prothesenbruch:

Betrachtet man die Bruchanfälligkeit von Kunststoffprothesen, so zeigt schon ein Blick auf die Bruchstatistik, daß Unterkieferersatzstücke den Einflußfaktoren, wie sie die Lebensdauer einer Oberkieferprothese bestimmen, nicht oder nicht im selben Umfang unterliegen können; der Bruch eines Unterkiefertotalersatzes im Mund ist selten und läßt sich meist auf unzureichende Modellierdicke zurückführen (KLÖTZER) [29]. Die Erklärung der Hintergründe eines Unterkiefer prothesenbruches war nicht Aufgabe dieser Arbeit.

Prothesenbrüche außerhalb des Mundes durch einmalige Gewalteinwirkung machen in einer Statistik an der Kölner Klinik und in einer Privatpraxis (VOSS und SCHWICKERATH) [78] 7 % der angefallenen Wiederherstellungsarbeiten aus. Sie bilden also eine relativ kleine Fraktion und werden hier außer Betracht gestellt.

I a) Bruchstatistik

Vorweg sollen einige statistische Erhebungen Aufschluß geben über Bruchhäufigkeit und Reparatur im Rahmen sonstiger prothetischer Leistungen, sowie charakteristische Zuordnungen.

SMITH [64] zählt im gleichen Zeitraum, in dem 7569 obere Totalprothesen eingegliedert wurden, 172 Mittellinienbrüche; davon waren 29 Prothesen mit wiederholten Brüchen. Als Ursachen für die Wiederholungsbrüche vermutet er individuelle Gegebenheiten der Prothesenträger, z. B. größere Kaukraft oder Fehler in der Anfertigung. LÖFFLER [39] gibt von 2910 Prothesenreparaturen als Alleinleistung 778 Bruch- und Sprungreparaturen an. 23,85 % der 3262 insgesamt abgerechneten Reparaturen entfielen auf Basissprünge oder -brüche, woran wiederum der gingival gelagerte Ersatz hauptbeteiligt war. VOSS und SCHWICKERATH [78] finden ein Häufigkeitsverhältnis von 1,2 zu 1 zwischen Wiederherstellungsarbeiten und Neuanfertigungen; sie stellen fest, daß sich dieser Quotient je nach dem Patientenkreis der erfaßten Privatpraxis verschiebt, und zwar liegt er vergleichsweise niedriger bei Praxen mit überwiegend selbstzahlenden Patienten, da diese andere Konstruktionsarten, verbunden mit Chrom-Kobaltlegierungen als Basismaterial, in Anspruch nehmen können.

Kautschukprothesen brachen meist nur, wenn ausgesprochene Schwachpunkte vorlagen (STRACK) [66] und wenn sie etwa 8 bis 10 Jahre alt waren, Kunststoffprothesen dagegen nach höchstens 2 Jahren (STRACK) [66]. SMITH [64] ermittelt für die Prothesen, die längs der Mittellinie gebrochen waren, ein Verteilungsdiagramm der Lebensdauer von Anfertigung bis zur Fraktur und dem prozentualen Anteil am Untersuchungsgut. Die hohe Bruchrate nach dem 8. bis 12. Gebrauchsmonat setzt SMITH [64] auf das Konto der Prothesen, die noch öfter brachen. VOSS und SCHWICKERATH [78] dagegen können weder bei partiellen noch totalen Prothesen einen Zusammenhang zwischen Tragezeit und Wiederherstellung beobachten, da der Anstieg an Brüchen und Sprüngen im 2. Jahr, den sie verzeichnen, statistisch nicht eindeutig sei.

Über den Bruchverlauf berichtet SMITH [64] folgendes: 96 % der Mittellinienbrüche an Oberkiefertotalprothesen gingen aus zwischen den mittleren Schneidezähnen, 20 % wiesen eine Kerbe zwischen den mittleren Incisivi auf, ebenfalls 20 % eine Aussparung für kammnah ansetzendes Frenulum. 87 % der Brüche nahmen von der Kontaktfläche des Basismaterials mit einem Schneidezahn ihren Ausgang. VOSS und SCHWICKERATH [78] veranschlagen den Bruch der Oberkieferplatte mit 46 % der anfallenden Wiederherstellungen an erster Stelle; von diesen entfallen 32 % auf Mittellinienbrüche totaler Oberkieferprothesen, die einen gewissen stereotypen Verlauf zeigen. (Abb. 1)

Der Rest verteilt sich auf Brüche partieller Prothesen, die zu 71 % dort ihren Schwachpunkt aufweisen, wo Zähne des natürlichen Restgebisses vereinzelt ausgespart werden mußten, besonders Eckzähne. Mit 11 % fällt noch das Abbrechen von Ersatzzähnen, vornehmlich von isoliert eingefügten, ins Gewicht. WOLTER [82] findet in einer noch nicht abgeschlossenen Statistik den Mittellinienbruch in 17 % aller Bruchreparaturen vor.

Der Mittellinienbruch und die von Kerben ausgehenden Bruchverläufe wurden bereits vor Jahren von STRACK [66], UHLIG [72] und JANKE [25] in derselben Weise geschildert, wie sie uns heute begegnen; die Verbesserung der Kunststoffe hat nicht ausgereicht, daran etwas zu ändern (VOSS und SCHWICKERATH) [78].

I b) Bruchdynamik: Gewalt- und Dauerbiegebruch

Der dynamische Hintergrund der meisten Prothesenfrakturen liegt in der Materialermüdung durch Dauerbiegebeanspruchung (STRACK [66], UHLIG [72], JANKE [25]). Diese tritt ein bei wiederholter Defor-

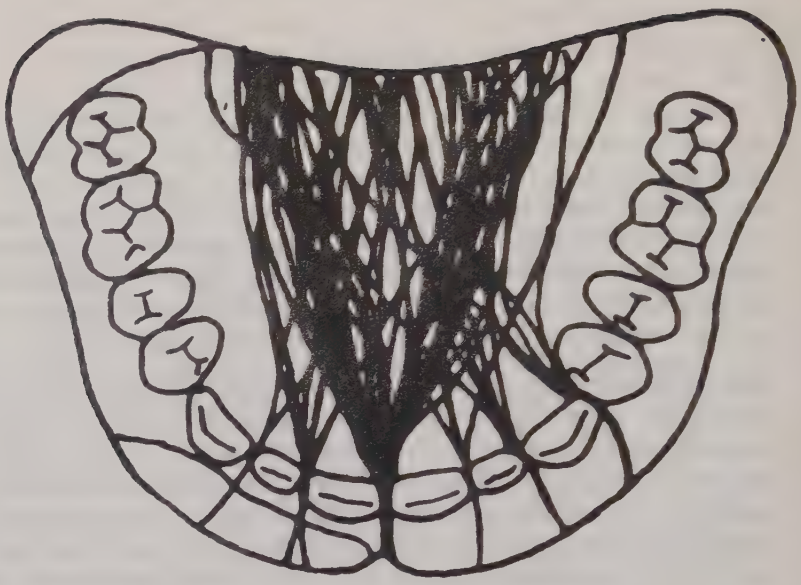


Abb. 1 Häufige Bruchlinien an Oberkiefertotalprothesen (nach VOSS und SCHWICKERATH, 18 (1963) 17, 968 Abb. 1)

mation eines Körpers unterhalb der Elastizitätsgrenze. Da Oberkieferprothesen nur nach einer Richtung, nie nach der Gegenrichtung belastet werden, spricht man eingeschränkt von Dauerursprungsbeanspruchung; auch hier zeigt sich wieder die getrennte Problematik für unteren Ersatz (REGLI and GASKILL) [47]. Die Abhängigkeit zwischen Lastspielzahl und Biegespannung wird durch eine Wöhlerkurve festgehalten. (Abb. 2)

Das molekulare Geschehen sei kurz angedeutet. Kunststoffmoleküle werden durch Haupt- und Nebenvalenzen zusammengehalten. Die Materialermüdung ist als zeitabhängige Entschlingung und Platzwechsel der Molekülketten unter Aufgabe von Nebenvalenzen zu verstehen (JANKE) [25]. Der Gewalt- wie der Dauerbiegebruch gehen immer von der Zugzone aus, weil die Zugfestigkeit der Kunststoffe weit unter ihrer Druckfestigkeit liegt. Der Beweis, daß es sich bei den hier besproche-

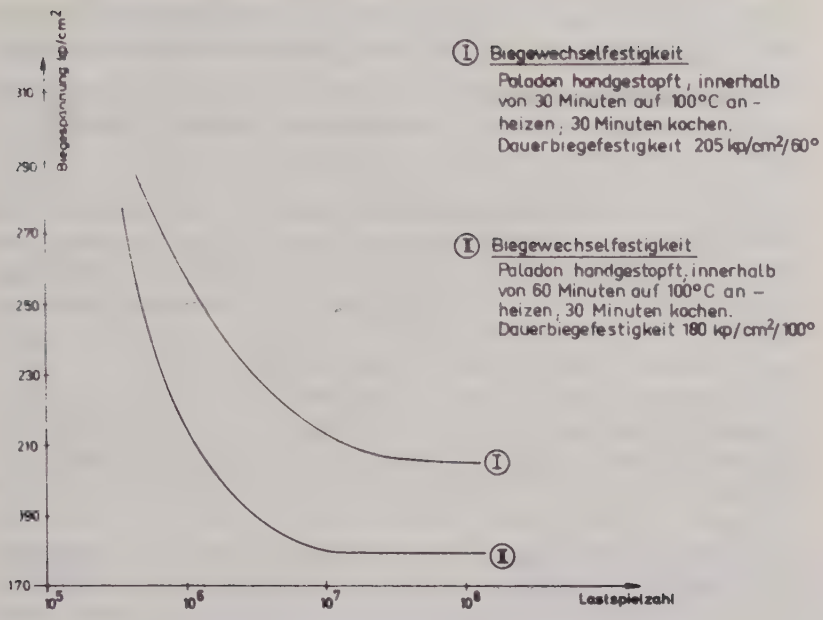


Abb. 2 Abhängigkeit der Dauerbiegefestigkeit von der Kunststoffverarbeitung (umgezeichnet nach JANKE, Habilschrift Marburg 1956)

nen Brüchen um Ermüdungsbrüche handelt, ergibt sich daraus, daß die mechanische Zerstörung einer neuen oberen Totalprothese 80 bis 360 kp (nach SMITH) [64] erfordert, ein Wert, der weit über dem Kaukraftmaximum eines Prothesenträgers liegt (SMITH) [64]. Er konnte durch mikroskopische Untersuchungen der Bruchflächen (UHLIG [72], SMITH [64]) erhärtet werden und harmoniert mit den vergleichenden Untersuchungen von Kautschuk und Kunststoff (STRACK [66], UHLIG [72], JANKE [25]).

I c) Reparatur, Unterfütterung und Wiederholungsbruch

Die praktischen Maßnahmen, die ein Ermüdungsbruch erfordert, werden in der Regel Reparatur, unter Umständen in Verbindung mit einer Unterfütterung sein.

VOSS und SCHWICKERATH [78] verweisen darauf, daß in der freien Praxis die Anwendung der Unterfütterung als Vorsorgemaßnahme im Rahmen der Wiederherstellungsarbeiten noch lange nicht Allgemeingut sei.

GOTTFRIEDSEN [18] rät dazu, nach Möglichkeit bei sämtlichen Kunststoffprothesenreparaturen einen selbsthärtenden Kunststoff zu verwenden, um Fehlerquellen bei der Stopftechnik aus dem Weg zu gehen.

HUPFAUF [24] ermittelt von primärem Prothesenmaterial zu heiß repariertem Prüfkörper einen Biegefestigkeitsverlust von 31 % des Ausgangswertes. Kalt reparierte Prüfkörper hatten noch um 6 % ungünstiger liegende Biegefestigkeitswerte. VOSS und SCHWICKERATH [78] stellen in einer Umfrage fest, daß 91 % der in der freien Praxis anfallenden Reparaturen mit Autopolymerisat, davon 79 % mit Paladur versorgt wurden. In den oben angeführten Erhebungen von SMITH [64] brachen von den reparierten Prothesen mit durchgehenden Brüchen 30 % ein weiteres Mal, 20 % zweimal, 6 % mindestens dreimal, 58 % der Wiederholungsbrüche waren mit Kaltplast repariert.

II) Ursachen des Prothesenbruchs und Faktoren, die die Bruchanfälligkeit einer Prothese bestimmen:

Bei der Analyse der Einflußfaktoren für die Oberkieferplatte muß vorweg betont werden, daß die einzelnen Komponenten in komplexer Weise ineinander greifen; im Licht dieser engen Verflechtung ist die folgende aufgegliederte Besprechung zu verstehen. Sie beschränkt sich auf rein gingival gelagerten Ersatz.

II a) Veränderungen des Prothesenlagers im Zusammenhang mit der funktionellen Deformation

Die klinische Erfahrung lehrt, daß funktionelle Deformation und konsekutiver Bruch einer lege artis angefertigten Oberkieferplatte immer in Verbindung gesehen werden müssen mit den Lagerverhältnissen. Auch der prothetisch nicht versorgte Kiefer erfährt, besonders im höheren Alter, unter der Einwirkung der Lippen- und Wangenmuskulatur und im Sinn der hypoplastischen Atrophie (M. B. SCHMIDT) [54] Rückbildungsvorgänge, die von VAN THIEL [70] klinisch und FRÖHLICH [13, 14] histologisch übereinstimmend beschrieben werden. Die Weichgewebsschicht und der knöcherne Gaumen bleiben unverändert. Der knöcherne Alveolarfortsatz verliert an Höhe und von buccal her an Breite. Die Minderung der erwähnten Veränderungen gehört zu den Aufgaben der Immediatversorgung.

Für die Gewebsveränderungen unter totalem Ersatz können eine ganze Reihe von schadigenden Faktoren angefuhrt werden: die unphysiologische Bedeckung der Schleimhaut (EISENRING) [8], stoffliche Reize chemisch-toxischer, chemisch-elektrischer und allergischer Art (BÖTTGER) [4], übermäßiger Gebrauch von Haftpulver (REITHER) [50], sowie Porositäten, in denen sich Gärungsprodukte festsetzen können (BÖTTGER) [4]. Die meisten Autoren sind sich darüber einig, daß intermittierende mechanische Insulte hauptsächlich anzuschuldigen sind; in der neueren Literatur ist die Darstellung der Gewebsveränderungen verknüpft mit den Namen FRÖHLICH [13, 14], GASSER [16], EISENRING [8], LANGER [37], JUNG [27], VAN THIEL [70], VOSS [75], KRAFT [35], e. a.

Der Rahmen dieser Arbeit gestattet nur einige grundsätzliche Anmerkungen: dort, wo der Knochen überlastet ist, treten gesteigerte Abbauprozesse auf, die nicht mehr ausgeglichen werden und als resorptive Atrophie oder Druckatrophie zu bezeichnen sind (FRÖHLICH) [14]; diese laufen schneller ab als die hypoplastische Atrophie. Das Ergebnis der Umbauvorgänge ist ein Schwund des knöchernen Alveolarfortsatzes vertikal und von buccal her; gleichzeitig kommt es hier zur Weichteilverdickung; der knöcherne Gaumen und seine Bedeckung erfahren keine Veränderung. Der wesentliche Einfluß der Individualität wird von VAN THIEL [70] ausführlich bewertet.

Zur Frage, weshalb unter schleimhautgetragenen Prothesen der Kieferkamm und die buccalen Anteile des Alveolarfortsatzes bevorzugt verändert werden, führt FRÖHLICH [14] den rein statischen Gesichtspunkt ins Feld, daß nach dem Parallelogramm der Kräfte nur der Kieferkamm den vollen Druck erfährt, während der Gaumen aufgrund seiner Schräglage zur Richtung der Kaukraft nur von einer Komponente getroffen wird. Weiterhin schreibt er dem palatinalen Knochen eine geringere Resorptionsbereitschaft zu, was von VOSS [75] nicht unwidersprochen bleibt. Als die Hauptursache aber ist, das wurde besonders von VOSS und SCHWICKERATH [59, 60, 61, 62, 75, 76] in mehreren Veröffentlichungen herausgestellt, die elastische Deformation der Prothese in der Funktion zu verstehen. VAN THIEL [6] berichtete bereits 1956, daß sich jede Prothese beim Kauen verforme. VOSS [75] setzt den Grad des Knochenabbaus quantitativ in Beziehung mit der bleibenden Verformung.

Unter der Teilprothese werden nach JUNG [27] dieselben Veränderungen des Prothesenlagers angetroffen wie unter der Totalprothese, solange - und darauf beschränkt sich die Arbeit - die Teilprothese die Kräfte voll auf die zahnlosen Abschnitte des Alveolarfortsatzes und den Gaumen über-

trägt. Allgemeine Veränderungen am Restgebiß schildert FRÖHLICH [13] mit Blickrichtung auf Periodontium und Knochen. JUNG [27] und SCHWICKERATH [59] berichten über Zahnwanderung und -lockerung im Gefolge der funktionellen Deformation von Prothesen. SCHWICKERATH [59] schreibt dazu: "Diese nun eindeutig festgestellte, durch Kaukraft, E-modul des Materials, sowie Form und Abmessungen der Prothese hervorgerufene Verformung ergibt, bedingt durch die Gestalt der Basis, einen Seitwärtsschub auf die Restzähne. Außer von den eben besprochenen Faktoren hängt die Größe dieser Schubkraft noch von weiteren Besonderheiten der Form, z.B. der palatinalen Wölbung sowie der Rationierung und dem jeweiligen Restzahnbestand ab." Abdrängung der Restzähne durch Absinken der Prothese soll in diesem Zusammenhang nur erwähnt werden. Der Umfang aller geschilderten Veränderungen an Prothesenlager wie Restgebiß gestaltet sich verschieden nach Maßgabe der individuellen Resistenz bzw. Insuffizienz (FRÖHLICH) [13] gegenüber der Protheseneinwirkung.

II b) Betrag und Richtung der Prothesenbeanspruchung im Munde: bestimmende Faktoren.

Die Prothesenbeanspruchung im Munde ist ein derart komplizierter, sich verändernder, bei verschiedenen Individuen variierender Vorgang, daß diese kurze Übersicht sich auf die Angabe einiger wesentlicher Punkte beschränken muß. Keinem Zweifel unterliegt in der Literatur die Tatsache, daß die Kräfte, die die Oberkieferprothese in der Funktion belasten, über den Gegenbiß von der Kaumuskulatur aufgebracht werden. Die hier interessierende Kaukraft kann nicht die theoretisch mögliche, noch die praktisch-mögliche, sondern nur die physiologisch notwendige Kaukraft (WUSTROW) [88] sein. Neuere Untersuchungen hierüber liegen vor von EICHNER [5, 6], BAYER [3], KÖRBER [31], WINDECKER [81]. In diesem Zusammenhang bemerkenswert sind die Feststellungen EICHNERs [7] über die Kaukraftausübung im Schluckvorgang; die Kraftanstrengung beim Schlucken lag bei 20 % der Probanden höher als während des ganzen Kauvorgangs registriert, wenn auch nur um einige hundert Gramm. Häufiger fand er die maximale Schluckkraft zwischen der maximalen und der durchschnittlichen Kaukraft liegend. Dagegen ermittelten SWOOPE and KYDD [67] für die Deformation von Unterkieferersatz beim Kauen wesentlich höhere Werte als bei Gleitbewegungen und beim Schlucken. Die Dauer der Deformation im Schluckvorgang ist nach ihren Messungen 3,6 mal länger als während des Kauens.

Der Betrag der ausgeübten Kaukraft wird reguliert durch Reflexe, die sich von Schleimhaut bzw. Periodontium herleiten. Es besteht daher eine starke Abhängigkeit von der Restbezahnung des Oberkiefers und der Bezahnung des Unterkiefers, sowie der Art der prothetischen Versorgung im Unterkiefer, weiterhin von Inkorporationsgrad und Kaugewohnheiten.

Nach SMITH [64] besteht keine überdurchschnittliche Bruchrate für eine bestimmte Altersgruppe, wohl aber für männliche Patienten. Männliche Vollprothesenträger, denen SMITH höhere Kaukraftausübung zuschreibt, sind in 54,1 % der Prothesenbrüche betroffen, betrachtet man nur die Wiederholungsbrüche, so steigt ihr Anteil auf 67,9 %.

Die Mehrzahl der Prothesenträger benutzt zur Nahrungszerkleinerung eine Seite bevorzugt (EICHNER) [7].

Die Richtung der Kaukraftwirkung wird wesentlich festgelegt in den interalveolären Linien, die in Bißtyp, eventuell vorhandenen Gebißanomalien und der Resorption des Alveolarfortsatzes beschlossen liegen (VAN THIEL) [70].

Als weiterer Faktor kommt die Aufstellungsmethode mit der zugeordneten Zahnform hinzu, wobei vor allem kosmetische Rücksichtnahmen im Bereich der Oberkieferfront in Form von Abweichen von Alveolarkamm oder Schrägstellen der Frontzähne (VAN THIEL) [70] ins Gewicht fallen können.

Der Kaukraftrichtung entgegengesetzte Prothesendeformationen durch zwischen den Zahnreihen haftende Nahrungsmittel treten in der EICHNERschen [7] Untersuchungsreihe fast ausschließlich bei Patienten mit festsitzendem Ersatz und hier in geringem Umfang auf; nur in einem der 9 Fälle mit herausnehmbaren Prothesen ließen sich Haftkräfte von 300 p messen. Diese Feststellung untermauert die Annahme, daß Oberkieferprothesen nur nach einer Richtung von der Nullage aus deformiert werden.

II c) Mechanische und chemische Eigenschaften des Prothesenmaterials.

Mechanische und chemische Eigenschaften des Prothesenmaterials müssen naturgemäß wichtige Elemente der Bruchsicherheit darstellen, Veröffentlichungen über diesen Themenkreis liegen vor von STRACK [66], UHLIG [72], JANKE [25], KRAFT [34], RITZE [51], VOSS und SCHWICKERATH [55, 56, 57, 58, 60, 61, 62, 75, 77, 78]. Nach KRAFT [34]

werden die mechanischen Qualitäten ermittelt durch Versuche auf Biege- und Schlagbiegefestigkeit. Zug- und Druckversuche, Feststellung des E-moduls und Dauerbiegeversuche.

Den hier interessierenden chemischen Eigenschaften zuzurechnen sind Molgewicht (UHLIG [72], KRAFT [34]), Molekulargewichtsverteilung (JANKE [25], Emptindlichkeit auf Einwirken von Feuchtigkeit und Temperatur (JANKE [25], RITZE [51]), sowie Residualspannungen (HORTON [23], MATTHEWS and WAIN [43], JANKE [25], KRAFT [34], SMITH [64]). Die werkstoffgerechte Verarbeitung findet hier ihren Niederschlag (SMITH) [64].

II d) Dicke der Gaumenplatte:

Als Beispiel, daß die Dicke eines Werkstückes nicht unbedingt in leicht erkennbarer Weise zu Buche schlägt, seien - vorerst ohne Diskussion der Hintergründe - die Erkenntnisse von MATTHEWS and WAIN [43] und KLÖTZER [29] angeführt: der typische Bruch einer totalen Oberkieferprothese nimmt seinen Ausgang von der wohl am dicksten modellierten Stelle (KLÖTZER) [29], nämlich dorsal der mittleren Schneidezähne. SMITH [64] beurteilt die Mehrzahl der in seiner Statistik erfaßten gebrochenen Prothesen als zu dünn modelliert. JOHNSON [26] rät aufgrund seiner Phantomversuche zu einer Herabsetzung der Modellierdicke für die Gaumenplatte, vorausgesetzt, man könne die Zähne auf oder innerhalb die Kammlinie stellen. Von einer Erhöhung der Dicke über das normale Maß rät er ab, weil in der Folge die Prothese mehr Spannungen aufnehme und die Bruchgefährdung ansteige. Diese Darstellung steht im Gegensatz zu den Ausführungen von VOSS und SCHWICKERATH [78].

Diese Autoren wiesen hin auf die physikalischen Zusammenhänge zwischen Plattendicke und Bruchsicherheit, brandmarken aber auch die gewebsschädigende Wirkung von zu dünn modellierten Prothesen oder solchen aus Material mit niedrigem E-modul. Wenn von der Steigerung der Bruchsicherheit an Prothesen die Rede ist, muß in einem Atemzug damit der Erhalt des Prothesenlagers genannt werden. Eine Prothese, die nicht bricht, aber das Gewebe schädigt, hat ihren Sinn verfehlt. Als mechanische Gewebsschädigung steht die elastische Deformation der Prothese in der Funktion im Vordergrund, worauf VAN THIEL schon 1956 [6] hinweisen konnte. Eine dünn modellierte Prothese oder eine solche aus Material mit niedrigem E-modul gibt der Kaukraft an ihrem Angriffspunkt vermehrt nach. Sie verteilt die einwirkende Kraft nicht

in sich, dadurch kommt es zu den typischen Umbauerscheinungen am Alveolarfortsatz, während der Gaumenbereich unverändert bleibt. Gleichwohl brechen solche Prothesen zumindest zunächst nicht - eine Beobachtung, die auf den ersten Blick überraschen mag; sie soll den Erläuterungen von VOSS und SCHWICKERATH [78] folgend erklärt werden. Einer dünn gehaltenen Basis genügt zwar eine geringere Kraft, um sie über die Bruchfestigkeitsgrenze hinaus zu deformieren, jedoch ist ein weiterer Deformationsweg erforderlich als bei einer dickeren Platte. Diesen weiteren Weg stellt die Resilienz des ungeschädigten Prothesenlagers nicht zur Verfügung. Erst wenn es durch die ständige Überlastung des Alveolarfortsatzes zum Umbau gekommen war, erlauben abweichende Morphologie und dickeres Weichteilpolster eine stärkere Durchbiegung.

Die physikalischen Beziehungen zwischen Modellierdicke und Bruchgefährdung stellen sich wie folgt dar:

Der Ausgangspunkt der Gefügetrennung ist die Stelle der maximalen Randspannung s

$$s = \frac{\text{max. Biegemoment}}{\text{Widerstandsmoment}}$$

Für den Modellfall eines homogenen Balkens mit rechteckigem Querschnitt hängt das Widerstandsmoment ab von der Breite b und der Höhe h des Balkens.

$$\text{Widerstandsmoment} = \frac{b \; h^2}{6}$$

d. h. das Widerstandsmoment eines solchen Körpers steigt quadratisch mit der Dicke, die größte Randspannung fällt dementsprechend quadratisch mit steigender Dicke.

II e) Gestaltfestigkeit:

Das Widerstandsmoment hängt aber des weiteren ab - spricht man allgemein - von der Form des Querschnittes; die Grenzen von der Valenz der Modellierdicke zur Gestaltfestigkeit sind fließend. Wenn zwei Körper gleichen Materials an ihren Enden um denselben Betrag verformt werden, wird derjenige eine größere Lebensdauer aufweisen, dessen Gestalt es erlaubt, daß sich die Verbiegung über alle Teile des Körpers gleichmäßig erstreckt. Der Einfluß der Gestalt für die Festigkeit ist, wie BUCHMANN [5] zeigen konnte, bei längerer Beanspruchung im negativen Sinn größer als bei kurzer. Abrupte Querschnittsänderungen, besonders Kerben, aber auch schon mikroskopisch kleine Oberflächenkratzer, sowie im Werkstoffinneren Lunker, Poren, Blasen, Gipseinschlüsse verschulden erhebli-

che Herabsetzung vornehmlich der Dauerbiegefestigkeit, nicht der Festigkeit gegen sehr schnelles Zerreißen (BUCHMANN [5], JANKE [25]).

III) Methoden zur Untersuchung von Spannungsverläufen in zahnärztlichen Prothesen

Bei rechnerisch erfaßbaren Systemen wird der Spannungszustand am genauesten ermittelt, doch ist eine wirklichkeitsnahe mathematische Lösung bei zumutbarem Aufwand nicht immer möglich. Für zahnärztliche Prothesen können Berechnungen wohl einige herausgelöste Problemdetails aufhellen und Grenzpositionen abstecken, zwischen denen der wirkliche Zustand spielen muß. Wenn eine Oberkieferplatte auch der Schalentheorie zugezählt wird - damit ist noch keinerlei Kenntnis gewonnen - so dürfte sich das Spannungsbild insgesamt der rechnerischen Analyse doch entziehen (KRAFT [34], ADAMS [1]). Versuchsergebnisse, die an stabförmigen Körpern gewonnen wurden, in die Schalentheorie zu übertragen ist unzulässig (ADAMS) [1]. Nach Fortfall der mathematischen Möglichkeiten verbleibt die experimentelle Spannungsanalyse.

III a) Methode mit Reiß-Lack

Sie wurde aus der Technik entlehnt und in der Zahnheilkunde angewandt von MATTHEWS and WAIN [43] an oberen totalen Kunststoffprothesen. Ein geeigneter Lack wird auf die polierte Oberfläche des Versuchsobjekts gespritzt und getrocknet. Bei Belastung treten an Stellen oberflächlicher Zugbeanspruchung Sprungbildungen senkrecht zur Zugspannungsrichtung auf. Die Methode soll durch Berücksichtigung von Zahl und Dichte der Sprünge auch quantitative Aussagen bringen. Die Autoren empfehlen die Kombination mit der Dehnungsmeßstreifenmethode.

Die Untersuchungen von MATTHEWS and WAIN [43] zeitigten folgende Ergebnisse: An der labialen Fläche (aspect) der Prothese traten keine nennenswerten Zugspannungen auf, nur an der Gaumenplatte. Das Gebiet dorsal der Schneidezähne ist am stärksten beansprucht. Bei stärkerer Kaubelastung der linken Seite im Munde ergaben sich Rißlinien, die von derselben Stelle ausgingen, aber nach links abwichen; die rechte Seite zeigte keine Sprünge. Auf den schwächenden Einfluß einer Kerbe zwischen den Schneidezähnen wird hingewiesen auch im Hinblick auf den Mittellinienbruch. Es wird empfohlen, den gefährdeten Bezirk möglichst dick zu modellieren.

III b) Dehnungsmeßstreifen

Zur Spannungsuntersuchung an zahnärztlichen Prothesen wurde die Methode angewendet von MATTHEWS and WAIN [43], REGLI and GASKILL [49], SWOOPE and KYDD [67].

Der Dehnungsmeßstreifen ist ein elektrischer Widerstandsgeber, der an der zu untersuchenden Oberfläche des wirklichen Werkstücks befestigt wird und Dehnungen über Widerstandsänderungen registrieren läßt. MATTHEWS and WAIN [43] fanden auf diesem Wege, daß die maximalen Zugspannungen nicht an der labialen, sondern an der polierten palatinalen Prothesenoberfläche liegen.

III c) Spannungsoptik: Material und Methode

Die allgemeinen Anmerkungen in dieser Arbeit zu spannungsoptischen Grundlagen stützen sich auf FÖPPL und MÖNCH [10], MÖNCH [46], FINK und ROHRBACH [9], SEITLER [63], GAYMANN [17].

Die Photoelastizität oder Spannungsoptik ist ein reines Modellverfahren. Sie dient zur experimentellen Ermittlung und anschaulichen Darstellung von mechanischen Spannungszuständen an durchsichtigen Modellen, die unter Belastung doppelbrechend werden. Dieser Vorgang wird in polarisiertem Licht beobachtet und erlaubt die Messung der Spannungen (MÖNCH) [46]. Die Untersuchung erfolgt nicht am wirklichen Werkstück, sondern an einer geometrisch ähnlichen Nachbildung aus geeignetem Material. In Europa wird fast ausschließlich Araldit B (Ciba AG. Basel), ein Äthoxilinharz, verwendet, das in Metall- oder Silikonkautschukformen bei ca. 150° C vergossen wird. Nach 12-stündiger Aushärtung bei ca. 120° C ist das Modell erhärtet und mechanisch bearbeitbar.

Ebene Spannungsoptik

Die ebene Spannungsoptik beschränkt sich auf Modelle mit konstanter Dicke, in denen ein zweidimensionaler Spannungszustand vorliegt (der sich über die Dicke hin nicht ändert). Der Versuchskörper aus Araldit B wird in der Polarisationsapparatur bei Raumtemperatur belastet und direkt betrachtet.

Einige kurze Hinweise zu polarisationsoptischen Grundvorgängen seien nicht unterlassen. Wird in einem Polarisationsapparat Licht mit einer ausgezeichneten Schwingungsrichtung durch das Modell geschickt, so tritt an Stellen, in denen ein Spannungszustand herrscht, eine Doppel-

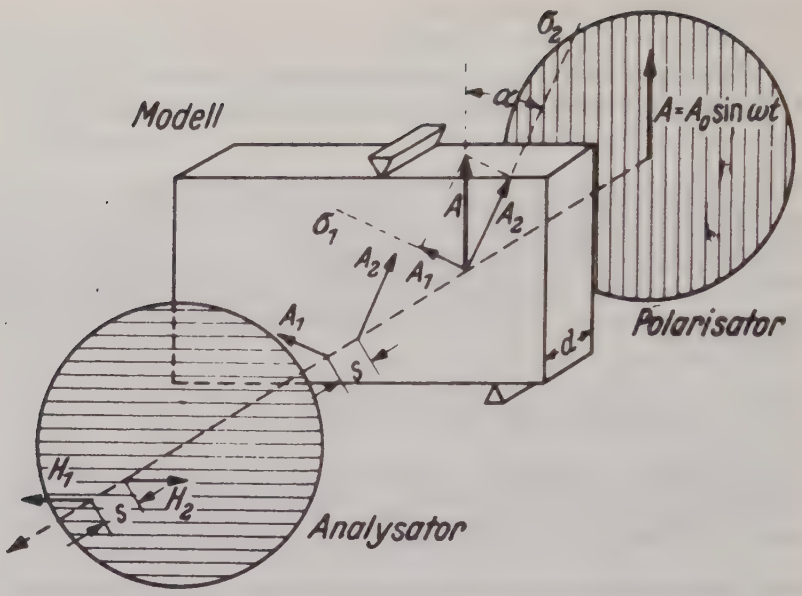


Abb. 3 Schematische Darstellung der Vorgänge im Polarisationsapparat
(aus FÖPPL-MÖNCH, Abb. 9)

brechung ein. Es liege ein ebener Spannungszustand vor, der durch die beiden aufeinander senkrecht stehenden Hauptspannungen σ 1 und σ 2 definiert ist. Der Lichtvektor wird beim Eintritt in das Modell gleichgerichtet den beiden Hauptspannungsrichtungen in zwei Komponenten zerlegt, deren Fortpflanzungsgeschwindigkeiten den Beträgen der Hauptspannungen proportional sind und die gegen die Lichtgeschwindigkeit geringfügig verzögert, gegeneinander phasenverschoben sind. Die Phasenverschiebung δ hängt ab von σ 1 - σ 2 und der Schichtdicke d. Somit ergibt sich für δ folgende Abhängigkeit, die als Hauptgleichung der Spannungsoptik bezeichnet wird.

$$\delta = C \cdot (\sigma 1 - \sigma 2) \frac{d}{\lambda}$$

wobei C eine Materialkonstante ist. Beim Passieren des Analysators werden von beiden Wellen nur Komponenten durchgelassen, die - wie ein Komponentenparallelogramm sofort zeigt - gleich groß, aber phasenverschoben sind. Diese beiden Komponenten interferieren miteinander; sind

sie in Gegenphase, löschen sie aber aus, die betreffende Stelle erscheint in monochromatischem Licht schwarz; das tritt immer dann ein, wenn die Phasenverschiebung δ ganzzahlig ist. Die Verbindung aller Punkte mit gleichem ganzzahligem δ erscheint als dunkle Linie und heißt Isochromate. Dazwischen erscheinen Helligkeitsmaxima. Da δ proportional $\sigma 1 - \sigma 2$ ist, sind Isochromaten anders ausgedrückt Linien gleicher Hauptspannungsdifferenz. Der Betrag von $\sigma 1 - \sigma 2$ nimmt von Isochromate zu Isochromate um stets den gleichen Wert ab oder zu. Bei weißem Licht ist die O-Isochromate ($\sigma 1 - \sigma 2 = O$; $\delta = O$) leicht zu finden, da sie als einzige schwarz erscheint. Am lastfreien Rand wird eine der Hauptspannungen gleich O, so daß die Spannung parallel zum Rand direkt abgelesen werden kann. Im Inneren des Modells und an belasteten Flächen ist nur die Differenz $\sigma 1 - \sigma 2$ ersichtlich. Bei linear polarisiertem Licht tritt noch eine Sondererscheinung ein, die durch Einschieben von Viertelwellenplatten ausgeschaltet werden kann: wenn $\sigma 1$ oder $\sigma 2$ gleichgerichtet mit der Polarisationsrichtung ist, geht die Welle ohne Doppelbrechung durch das Material und wird vom gekreuzten Analysator vollständig absorbiert. Alle Punkte des Modells, in denen eine Hauptspannungsrichtung mit der Polarisationsrichtung zusammenfällt, erscheinen durch schwarze, etwas verschwommene Linien verbunden, die sogenannten Isoklinen oder Richtungsgleichen.

Mithin lassen sich aus der Isochromatenordnung Spannungsbeträge ablesen, aus den Isoklinen Spannungsrichtungen.

Ebene Spannungsoptik wurde meines Wissens bisher in der Zahnheilkunde angewandt von STRACK [66], HORTON [23], MAHLER and PEYTON [40], GRANATH [19, 20, 21], J.M. NEY-COMPANY [47], ALTMANN [2], KLÖTZER [29, 30].

In jüngster Zeit erschien von RUMETSCH, MOTSCH und SCHREIBER [53] eine Arbeit über die Statik der Jacketkrone, die mit ebener Spannungsoptik vorgeht und auch Isoklinenauswertung heranzieht.

Einfrierverfahren:

Bei allen Untersuchungen von Körpern, die nicht konstante Dicke aufweisen und bei denen sich der Spannungszustand über die Dicke hin ändert, versagt die ebene Spannungsoptik. Zwar erscheinen auch an unregelmäßigen Modellen Isochromaten und Andeutungen von Isoklinen, nur lassen sich diese nicht einem bestimmten Spannungszustand zuordnen, da ja auch die Schichtdicke in die Hauptgleichung eingeht. Hier bietet sich das sogenannte Einfrierverfahren an. Das Araldit-B-Modell wird bei

150° C belastet und unter Last langsam abgekühlt; der bei erhöhter Temperatur aufgebrachte Spannungszustand bleibt dann bei Raumtemperatur auch nach Fortnahme der Last erhalten. Dies erklärt sich aus der Fähigkeit der vernetzten Makromoleküle, weniger feste Seitenbindungen bei erhöhter Temperatur zu lösen, das Material wird "hochelastisch". Bei Belastung verformt sich das Modell und die durch langsames Abkühlen wieder verschlossenen Bindungen erhalten Verformung und Spannungszustand bei Raumtemperatur fest. Jetzt wird das Modell sinnvoll zerschnitten, d. h. der bekannten oder vermuteten Spannungsrichtung entsprechend Für höhere Genauigkeit müssen die Schnitte relativ dünn sein, damit sich der Spannungszustand möglichst wenig über die Schichtdicke hin ändert. Die einzelnen Schnitte erlauben wieder die beschriebene Isochromatenauswertung.

Eine Reihe von Arbeiten unter Verwendung des Einfrierverfahrens über Jacketkronen liegen vor von TADAO YAJIMA, NAOHARU MIYAKE, GAKURO HARA, TAKASHI NAGAKUKI [84], WALTON and LEVEN [79], NABORU OSADA [48], TAKAWO MIYAUCHI [45], LEHMAN and HAMPSON [38]. KLÖTZER [29, 30] veröffentlichte zwei Untersuchungen über einige Prothesentypen, STIMMELMAYR [65] über die Verbesserung der VAN THIELschen Stegkonstruktion.

Abb. 4 Isochromatenbild des Schnittes an der Kerbe von Typ 2

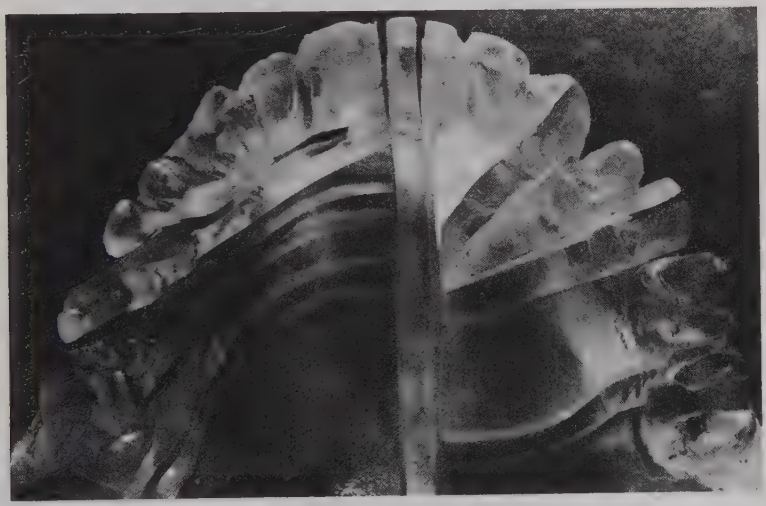


Abb. 5 Zersägtes Modell der Totalprothese

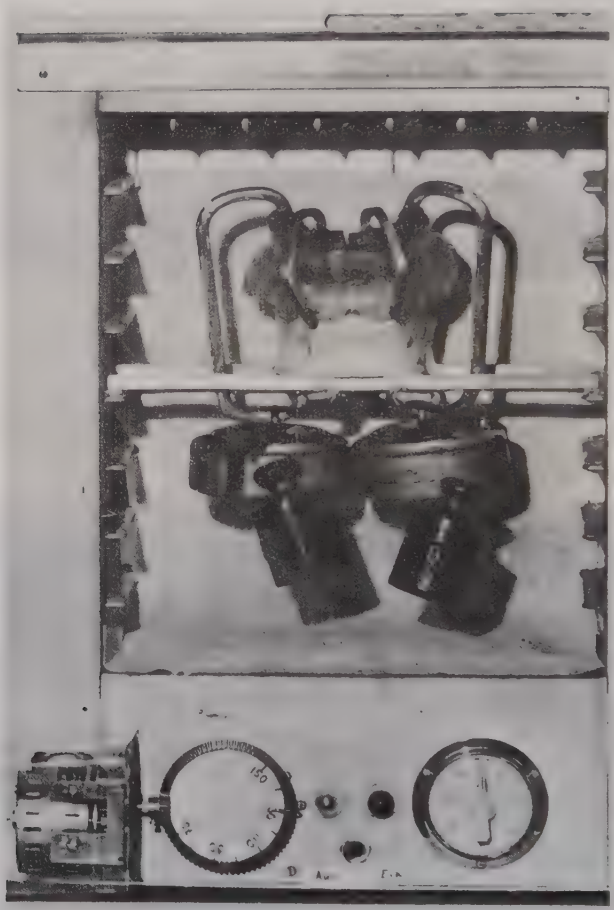


Abb. 6 Versuchsanordnung. Ein Synchronmotor regelt die Einstellung des Thermostaten

C. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

I) Versuchsanordnung

Ia) Versuchsaufbau:

Die Versuchsanordnung muß bestehen in der Wiedergabe der Wirkung von Kaukraft und Prothesenlager. Die experimentelle Gestaltung der Kaukraftwirkung geht von der Unterstellung aus, daß das Belastungsbild in zentraler Okklusion ein wesentliches ist und einige andere Beanspruchungsformen - etwa in Seitbiß - graduelle, nicht substantielle Abweichungen bringen. Diese Annahme stützt sich auf die Ergebnisse von MATTHEWS and WAIN [43].

Das Prothesenlager sollte eine Gaumenform aus Silikonkautschuk (Wacker-Chemie) wiedergeben. Sie reichte rings bis zur Mitte des Alveolarkammes. Durch die größere Dicke und die seitliche Ausweichmöglichkeit im Bereich des künstlichen Alveolarfortsatzes wurden hier stärkere Deformationen zugelassen, als an der dünner gehaltenen Gaumenunterstützung. Der leichteren Handhabung wegen erwies es sich als zweckmäßig, das künstliche Prothesenlager umgekehrt - also mit der Gaumenwölbung nach oben - im Versuchsaufbau anzubringen; die Prothese kam dementsprechend darauf zu liegen. (Abb. 6)

Die Kaukraftwirkung wurde im Seitenzahnbereich vertikal in die Kaufurche, im Bereich der Front schräg auf die palatinalen Zahnflächen gerichtet. Um einen ausreichenden optischen Effekt zu erzielen, mußten stärkere Deformationen hervorgerufen werden als im Mund. Ein Gegenbiß aus einem Stück hätte aber diese größeren Verformungen behindert, daher wählte ich folgende Anordnung:
Messingbügel, die im Seitenzahnbereich frei nach unten hingen, in der Front auf Umlenkrollen hingerichtet waren, wurden mit Gewichten bepackt und belasteten die besprochenen Auflagerflächen. So blieb die Kraftrichtung erhalten ohne Behinderung der Deformation. Die Kontaktfläche des Messingbügels mit dem Prothesenmodell mußte aus Araldit B gefertigt werden, da die linearen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Araldit B und Messing um den Faktor 1000 differieren.

Nicht der absolute Betrag der Kaukräfte, die die einzelnen Zahngruppen treffen, war wiederzugeben, sondern lediglich das Verhältnis der Beträge zueinander mußte gewahrt bleiben. Die Höhe der Belastung ergaben Vor-

versuche. Sie betrug für die Seitenzahngruppen jeweils 1,5 kp, für die Front rechts und links jeweils 0,5 kp.

Dieser Quotient trägt den Verhältnissen im Mund, wie sie u. a. von UHLIG [74] gefunden wurden, Rechnung. Die Wiedergabe der Auflagerbedingungen ist ein kritischer Punkt dieser Phantomversuche; auf die Problematik wird später eingegangen. Ermutigend waren die Ergebnisse von KLÖTZER [29], der aufgrund von Vorversuchen der unterschiedlichen Nachgiebigkeit des Prothesenlagers einen vermutlich geringeren Einfluß einräumt als der Form der Prothese selbst.

I b) Modellherstellung:

Für die Prothese formte ich zunächst ein regelmäßig gestaltetes Wachsmodell eines totalen Oberkieferersatzes freihand in einer 2-fachen linearen Vergrößerung. Von diesem Ausgangsmodell wurde eine kompakte Silikongußform hergestellt, diese halbiert und die beiden Hälften mit Silikonpaste als Abdichtung verfugt und fixiert. Die mit Metallbändern armierte Gußform ließ durch wiederholtes Ausgießen mit Araldit B ausreichend gleichgestaltete Modelle entstehen. Alle Güsse erfolgten bei ca. 150° C, alle Modelle härteten 12 Std. bei ca. 110° C aus. Die vollständige Versuchsanordnung wurde 4 Std. bei 150° C im Trockenpolymerisationsschrank vorgeheizt. Ein Synchronmotor regulierte mittels einer Übersetzung den Thermostaten des Ofens 10° C pro Stunde herunter bis weit unterhalb des kritischen Bereichs von ungefäß 110° C auf 70° C. Bei niedrigerer Temperatur bleiben die eingefrorenen Spannungen auch nach Entfernung der Last erhalten.

In der endgültigen Versuchsserie untersuchte ich vier Prothesentypen: totalen Ersatz, sowie drei Formen, bei denen symmetrisch die mittleren Schneidezähne, die Eckzähne oder die Sechsjahrmolaren ausgespart waren. Diese Kerben wurden durch Ausfräsen aus dem Ausgangsmodell der totalen Prothese angebracht. Bei allen Versuchen blieben die gesamten Versuchsbedingungen gleich. Die Prothesenformen unterschieden sich nur in den geschilderten Kerben. Mit Unterstützung der Forschungsstelle Spannungsoptik der Technischen Hochschule München wurden neue Auswertungsverfahren erprobt. Dabei sollten die Hauptspannungsrichtungen, eine Übersicht über die Schubspannungen und die Lokalisation der Spannungsspitzen gefunden werden.

II) Auswertungsverfahren

II a) Versuche zur Ermittlung der Hauptspannungsrichtungen

Allgemeine Grundlagen zum Zustandekommen der Isoklinen wurden oben gegeben.

Jeder dreidimensionale Spannungszustand ist durch sechs Größen definiert: die Beträge der drei Hauptnormalspannungen und drei Winkelangaben zu einer Bezugsrichtung. Betrag und Richtung von σ 3, das sei die Hauptnormalspannung senkrecht zur polierten Oberfläche, werden in dieser Arbeit nicht untersucht. Ihre Kenntnis ist bei Festigkeitsuntersuchungen nur von theoretischem Interesse, da ein lamelläres Absplittern oberflächlicher Prothesenschichten nicht beobachtet wird. Die Richtung von σ 1 und σ 2 wird ermittelt im Strahlengang senkrecht zur polierten, lastfreien Oberfläche; dabei tritt σ 3 überhaupt nicht in Erscheinung.

Bei Körpern, in denen ein reiner Membranspannungszustand vorliegt, d. h. eine über die Dicke hin konstante Spannung gleichen Vorzeichens, kann unmittelbar das Isoklinenbild gewonnen werden, indem durch Drehen von Polarisator und Analysator um gleiche Winkel eine genügend dichte Isoklinenschar festgehalten wird. Liegt eine reine Biegespannung vor, so resultiert im Strahlengang senkrecht zur lastfreien Oberfläche kein optischer Effekt; die optischen Effekte der Zug- und der Druckzone sind gleich groß, aber entgegengesetzt und heben sich auf. In einer Oberkieferprothese ist mit einer Überlagerung von Membran- und Biegespannungen zu rechnen.

In der Technik bewältigt man derartige Probleme an Schalen durch Einlagern einer halbdurchlässigen Spiegelschicht in die Mittelfläche der Schale; dabei kann durch Auswerten der Spannungsbilder im durchgehenden und im reflektierten Licht der ganze Spannungszustand bestimmt werden.

Hier gelangte das folgende, auch in der Technik erprobte, vereinfachte Vorgehen zur Anwendung: Durch Schwächen der Gaumenplatte von der Auflagerfläche her bis in die Mittelschicht beseitigte ich den optischen Effekt der abgefrästen Hälfte. Sind Membran- und Biegespannung koaxial, so ergibt die angewandte Methode die völlige Klärung des gesamten Spannungsverlaufs. Zu dieser Annahme besteht aber angesichts der komplizierten Verhältnisse kein Grund. Infolgedessen wird sich die Hauptspannungsrichtung in der abgefrästen Hälfte an einigen Stellen gegenüber dem gefundenen Verlauf verdrehen. Die Aussage über die untersuchte

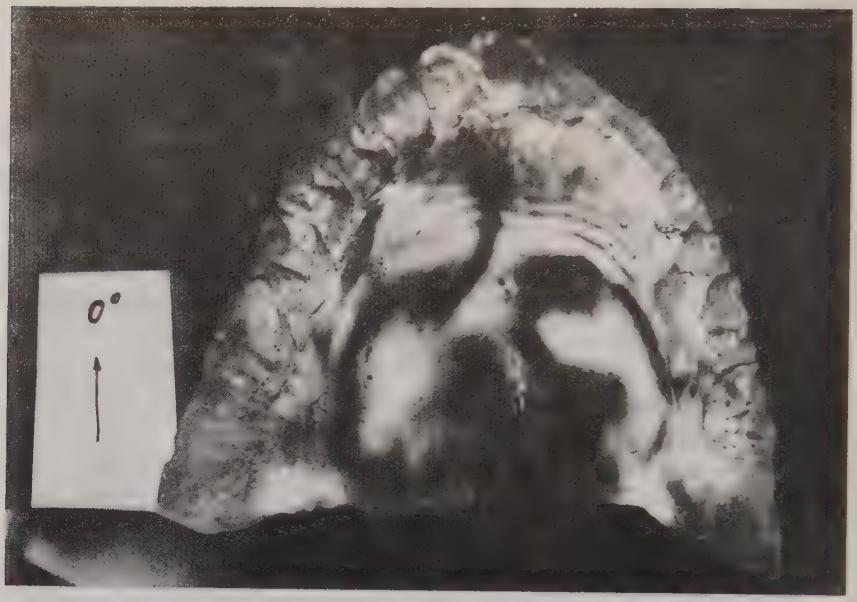
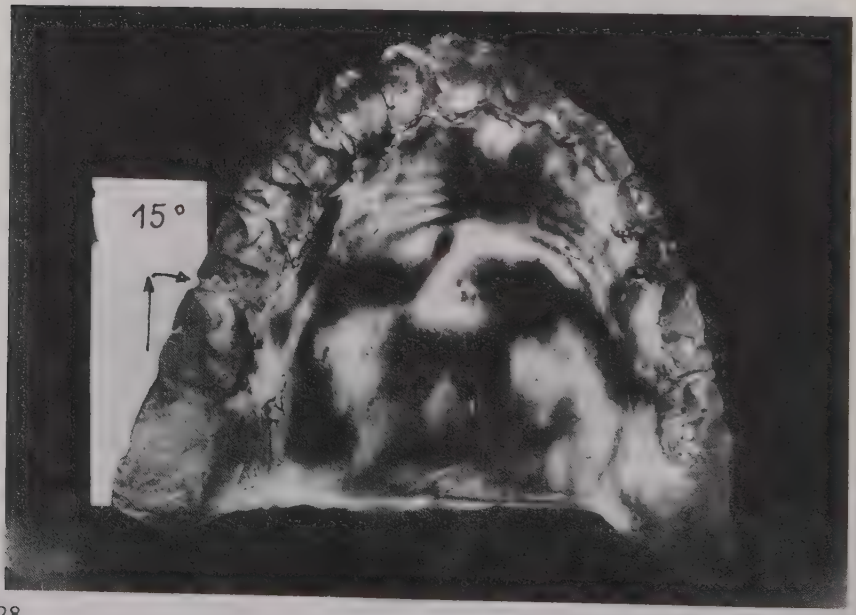


Abb. 7 Isokline in der Gaumenplatte der Totalprothese bei Filterstellung 0^{o}

Abb. 8 Isokline in der Gaumenplatte der Totalprothese bei Filterstellung 15^{o}



Hälfte genügt jedoch praktischer Ausnützung, da die für Armierung wichtige Zugzone ohnehin im ausgewerteten Anteil zu suchen ist. Das Abfräsen nahm ich unter häufigem Auswechseln der Fräsen so vor, daß streifenweise Material von der Gaumenplatte abgetragen wurde. Bei ständigen Vergleichsmessungen zwischen abgefräster Stärke und Ausgangsdicke wurde allmählich die Mittelfläche erreicht und die restierenden Grate eingeebnet. Genauigkeit war dabei nicht nötig, da das Isoklinenbild unabhängig von der Schichtdicke ist.

Die mechanisch bearbeitete Platte wurde mit einem Ölfilm überzogen und in den Strahlengang eingebracht (Abb. 7 und 8).

Die Isoklinenauswertung erfolgte in der Forschungsstelle Spannungsoptik der Technischen Hochschule München am Polariskop mit Projektionseinrichtung, das im Lehrbuch von FÖPPL und MÖNCH [10] beschrieben ist. Wegen der Gaumenwölbung erwies es sich als zweckmäßig, vorher am einfachen Polariskop unter Drehen und Kippen des Modells Eigenheiten und Dunkelheitsmaxima der Isoklinen zu studieren. Der vestibuläre Anteil der Prothesen wurde nicht untersucht und, da nur im Strahlengang störend, abgesägt. Eine Isoklinenaufzeichnung nach jeweils 15^{o} Winkeldrehung erschien durchweg ausreichend. Die Auswertung der Isoklinen beruht auf folgendem Zusammenhang:
Wenn, wie gesagt wurde, Isoklinen durch Richtungsgleichheit einer Hauptspannungsrichtung und der Polarisationsrichtung entstehen, so läßt sich rückwärtsschreitend für jede Winkeleinstellung des Polarisationsapparates über die Isoklinen die Hauptspannungsrichtung konstruieren, indem man unter Berücksichtigung des Drehsinns an den Isoklinen die zugehörige Winkeleinstellung, bei der sie zustandekamen, anträgt. Man erhält so ein Tangentenpolygon, bzw. bei Grenzübergang zu unendlich vielen Winkeleinstellungen, die Hauptspannungsrichtung selbst. In der Praxis wird man damit auskommen, aus einem hinreichenden Tangentenpolygon die Hauptspannungsrichtung freihand durchzuziehen. Die zweite Hauptspannungsrichtung steht überall senkrecht auf der erhaltenen. Die Konstruktion der Spannungstrajektorien erfolgte zweckmäßig an einer Zeichenmaschine.

II b) Schubspannungsübersicht:

a) Grundlagen:

Eine zweite Versuchsreihe sollte einen Überblick über die Verteilung der Spannungsbeträge bringen. Dieser kann gewonnen werden mit Hilfe der Isochromatenauswertung. Da die Isoklinen dabei nur stören würden,

schaltet man sie durch Einbringen von Viertelwellenplatten in den Strahlengang aus; es entsteht durch Phasenverschiebung von $\frac{1}{4}$ Wellenlänge zirkulär polarisiertes Licht, das also keine ausgezeichnete Schwingungsebene mehr hat.

Greift an einem Flächenteilchen eine Kraft an, so kann die entstehende Spannung eine Normalspannung (im Text bisher mit σ 1 und σ 2 belegt), oder eine Schubspannung (τ) sein. Von Normalspannung spricht man, wenn die Spannung normal zu einer Fläche des Teilchens gerichtet ist, bei tangentialer Ausrichtung dagegen von einer Schubspannung. Unter allen Normalspannungen, die an einem Punkt im zweidimensionalen Spannungszustand angreifen, sind zwei ausgezeichnet, die sog. Hauptnormalspannungen. Für deren Richtung werden die Schubspannungen gleich Null, die Normalspannungen nehmen ihre extremen Werte an. Die maximale oder Hauptschubspannung (τ_H) steht im Winkel von 45° zu σ 1 und σ 2. Nach der Schubspannungshypothese ist die Stelle des Werkstoffversagens nicht diejenige, an der die Hauptnormalspannungen ihren höchsten Wert aufweisen, sondern der Ort der höchsten Hauptschubspannung. Zwischen σ 1, σ 2 und τ_H besteht folgende Abhängigkeit:

$$\tau_H = \frac{\sigma 1 - \sigma 2}{2}$$

Hält man sich vor Augen, daß die Isochromaten im Inneren eines durchstrahlten Körpers Aussage geben über die Differenz der Hauptnormalspannungen, so bedeuten sie anders ausgedrückt auch "Höhenlinien" für die doppelte Hauptschubspannung. Sie sind somit eine "Landkarte der Bauteilanstrengung (SEITLER) [63]".

Qualitativ aufschlußreich, sehr übersichtlich und anschaulich ist diese "Landkarte" im Strahlengang normal zur lastfreien Oberfläche der abgefrästen Gaumenplatte. Wie schon gesagt wurde, tritt in einer solchen Durchstrahlungsrichtung σ 3 nicht in Erscheinung (der optische Effekt von σ 3 wird gleich Null)(FÖPPL, MÖNCH) [10] und man erlangt ohne einen weiteren Arbeitsgang sofort eine Übersicht über die Verteilung der Hauptnormalspannungsdifferenz (σ 1 - σ 2) bzw. der doppelten Hauptschubspannung. Die Stellen der Bruchgefährdung können an den vier Prothesentypen auf den ersten Blick erkannt werden.

Der grundsätzliche Nachteil bei "Durchstrahlung eines Schnittes längs der Oberfläche (FÖPPL, MÖNCH) [10] ", denn um einen solchen handelt es sich bei der abgefrästen Gaumenplatte, ist die mangelnde quantitative Genauigkeit. Bei einem Spannungsanstieg gegen die Oberfläche hin zeigt die Isochromatenordnung nämlich nicht die Randspannung selbst, sondern lediglich den Mittelwert über die durchleuchtete Schicht an (FÖPPL,

MÖNCH) [10]. Der genauen Feststellung der Spannungsspitzenwerte galt die dritte Versuchsreihe.

II c) Versuche zur Feststellung der Spitzenspannungen

Diese Versuchsreihe sollte Aufschluß geben über die Spannungsspitzen an der lastfreien Oberfläche. Dazu ist die Kenntnis der Spannungsrichtungen nötig. An der totalen Prothese hatte KLÖTZER [29] einen Hinweis auf die Spannungsrichtung aus dem stereotypen Bruchverlauf in der Mittellinie entnommen. Für die weniger augenfällige Spannungsverteilung in der ganzen Oberkieferplatte, besonders an partiellen Prothesen kommt man ohne die Ergebnisse der Isoklinenversuche nicht aus.

Vier neue Gußmodelle aus derselben Silikonhohlform wurden wieder unter den geschilderten einheitlichen Bedingungen eingefroren. Mit einer gut geschränkten Bandsäge entnahm ich entsprechend den in der ersten Versuchsreihe gewonnenen Trajektorien mehrere Schnitte, und zwar aus der einen Prothesenhälfte für σ 1, aus der anderen für σ 2 (Abb. 4, 5). Die einzelnen Schnitte wurden mit Sandpaier geglättet, mit einem Ölfilm überzogen und im Strahlengang photographiert. Die Nagelprobe (Näheres hierzu siehe Lehrbücher der Spannungsoptik) ergab die Zuordnung zu Zug- und Druckzone. An Stellen maximaler Zugisochromatenwerte maß ich die Dicke der Schnitte mit einer Mikrometerschraube und rechnete das Isochromatenmaximum bei allen Schnitten auf eine Schichtdicke von 1 cm um. Die so erhaltenen Werte trug ich dann im Trajektorienbild in den Verlauf derjenigen Spannungsrichtung ein, in der sie gefunden wurden.

III) Ergebnisse:

Vom Modell der totalen Prothese wurden drei Isoklinenauswertungen vorgenommen, von den drei weiteren Formen jeweils zwei; die Ergebnisse erwiesen sich nicht über die ganze Gaumenplatte hin als reproduzierbar; dorsal etwa der Verbindungslinie der Sechsjahrmolaren zeigten sich teilweise starke Abweichungen bei den Wiederholungsversuchen. Unregelmäßig verschlungener Isoklinenverlauf mit mehreren singulären Punkten wurde beobachtet. Diese Unregelmäßigkeiten sind wohl dadurch erklärlich, daß bereits geringfügige Abweichungen in Gußform oder Auflagerverhältnissen die im dorsalen Bereich vorliegenden relativ geringen Spannungen beeinflussen. Die folgende Darstellung bringt nur die Ergebnisse des interessierenden, d.h. höher beanspruchten Bereiches.

III a) Totale Prothese:

Im vorderen Prothesenanteil - in dem auch die entscheidende Beanspruchung zu vermuten war - konnte der Isoklinenverlauf in allen Wiederholungsversuchen gut reproduziert werden. Im einzelnen ergibt sich anterior ein radiärer Isoklinenverlauf, ausgehend von einem in der Mediansagittalen ungefähr auf der Höhe des zweiten Prämolaren liegenden singulären Punkt. Dieses charakteristische Bild fand ich auch bei einem weiteren Versuch, in dem nur die Seitenzähne belastet waren und die Front frei blieb (Abb. 9).

Für σ 1 folgt daraus eine Spannungsrichtung etwa parallel zum Frontzahnbogen; σ 2 läuft immer senkrecht zu σ 1 (Abb. 10).

Die Schubspannungsübersicht weist auf der Höhe der zweiten Prämolaren frontal über die Gaumenplatte verlaufend die Nullisochromate aus. Hier ist σ 1 gleich σ 2, die Hauptschubspannung gleich Null.

Nach anterior steigt die Isochromatenordnung in einem regelmäßigen Bild an und erreicht dorsal der mittleren Schneidezähne ein eindeutiges Maximum. In diesem Feld herrschen die weitaus größten Schubspannungen in der Gaumenplatte, die Differenz der Hauptnormalspannungen hat ihren größten Wert (Abb. 11).

Posterior dieses Isochromatenbildes wurden nur geringe Spannungen beobachtet.

Mit Hilfe der Nagelprobe konnte ich aus der Schubspannungsübersicht noch einige weitere Schlüsse ziehen. Druck mit der Schneide eines spitzen Instruments sagittal auf den Schneidezahnbereich einer abgefrästen Totalprothese ließ die Isochromatenordnung unterhalb des Druckpunktes ansteigen, d.h. die Differenz von σ 1 - σ 2 wuchs an dieser Stelle an.

Unter dem sagittal gerichteten Druck (Druck wird im technischen Sprachgebrauch mit negativem Vorzeichen versehen) wird der Betrag von σ 2 algebraisch kleiner. Da aber der optische Effekt - proportional der Hauptspannungsdifferenz größer wurde, muß σ 1 algebraisch größer sein als σ 2.

Ein Auseinanderbiegen der Modelle von Hand an den Tubera ergab einen deutlichen Anstieg der Isochromatenordnung anterior am Ort des vorherigen Maximums.

Die Spannungsspitzen liegen im Verlauf von σ 1, sie wurden also in frontal gerichteten Schnitten gefunden, und zwar unmittelbar hinter dem rechten mittleren Schneidezahn - ein Ergebnis, das die Ausdeutung der Schubspannungsübersicht völlig bestätigt. In weiter nach posterior geführ-

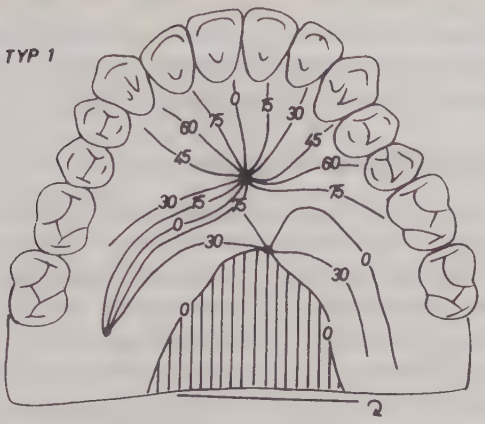


Abb. 9

Darstellung der Isoklinenverläufe. Die Nummern geben die Filterstellung in Winkelgraden an.

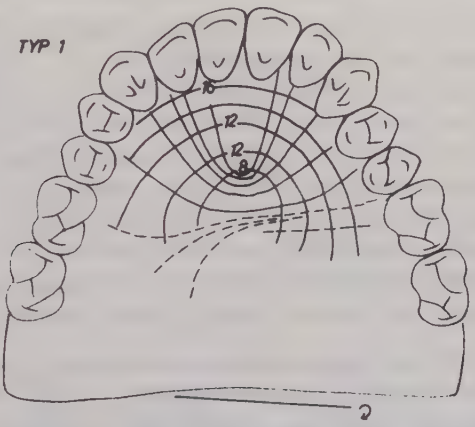


Abb. 10

Zeichnerische Darstellung der Hauptspannungsrichtungen. Die Nummern geben die Größe der Materialspannung an. (Ordnung pro cm Schnittdicke)

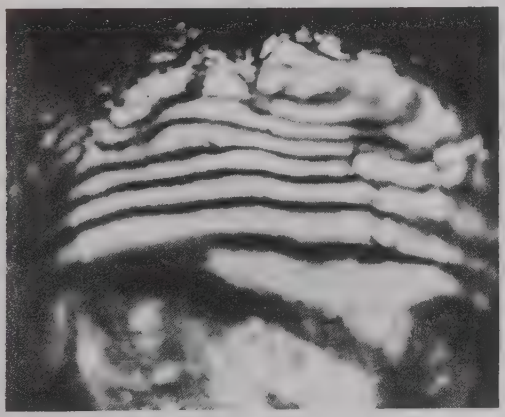


Abb. 11

Schubspannungsübersicht. Die größten Spannungen werden hinter den mittleren Schneidezähnen gefunden.

ten Schnitten hat σ 1 Maximalwerte, die ungefähr auf einer Mediansagittalen angeordnet sind und nach hinten im Betrag abfallen. σ 2 weist im anterioren Teil der Prothese weit geringere Beträge auf als σ 1. Auf der Höhe der ersten Prämolaren sind beide gleich groß, was das Auftreten des singulären Punktes in der Isoklinenauswertung bestätigt.

Abschätzung der Größenordnung von Membran- und Biegespannungen:

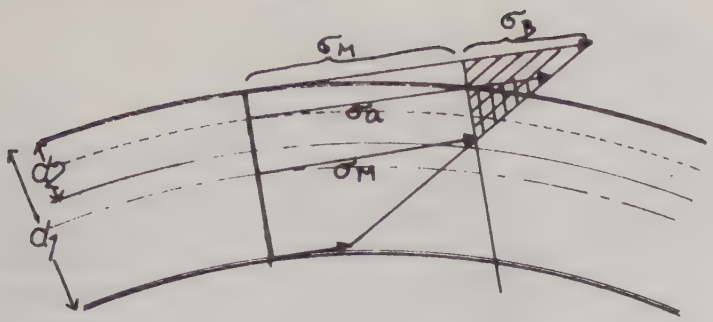
Wo in den Prothesenschnitten eine reine Biegespannung vorliegt, trifft man die Nullisochromate in der halben Plattenstärke an, da Zug- und Druckzone gleichmäßig verteilt sind. Das war in meinen Versuchen an totalen Prothesen im kritischen Bereich nicht der Fall, was bedeutet, daß in totalen Prothesen nicht nur Biegespannungen, sondern auch - wie SCHWICKERATH [62] vermutet hatte - Membranspannungen von einer Größenordnung, die nicht zu vernachlässigen ist, auftreten.

Zur Ermittlung eines Anhaltspunktes über die Größenverhältnisse von Membran- und Biegespannungen in meinen Versuchen untersuchte ich eine eingefrorene Totalprothese vor und nach dem Abfräsen im Strahlengang. Die spannungsoptischen Grundlagen dazu wurden eingangs gegeben. Bei der Ausgangsplattendicke von durchweg 7 mm (linear auf das zweifache vergrößertes Modell) im interessierenden Bereich resultierte der Membranspannungszustand mit gerade der vierten Isochromate. Nach Abschleifen der Prothese auf 3 mm Dicke trat die fünfte Ordnung auf, was zunächst paradox erscheint. Die Erklärung liegt darin, daß vor dem Abschleifen der optische Effekt der Biegespannung fehlt.

Der Anteil der Biegespannung errechnet sich als in diesem Fall 3,4 mal so groß wie der der Membranspannung. Da die Nullisochromate näher zur Schleimhaut zugewandten Fläche liegt (siehe auch die Ergebnisse von KLÖTZER) [29], hat der überlagerte Membranspannungszustand positives Vorzeichen, es handelt sich um Zug. Mit einfachen Worten heißt das, daß im kritischen Bereich der Totalprothese die Zugzone überwiegt, was den Betrag der Randspannung und den Anteil an der Plattenstärke anlangt. Zug und Druck sind hier nicht gleich groß.

Der errechnete Quotient zwischen Membran- und Biegespannung kann nur als Anhaltspunkt für die wirklichen Verhältnisse im Versuch betrachtet werden, denn genaugenommen erhöht die mit der Membranspannung keineswegs an jedem Punkt koaxiale Biegespannung den optischen Effekt der Membranspannung.

Fußnote: Berechnung



d_1 = Plattendicke vor dem Abfräsen 7 mm

—·—·— Mittelfaser von d_1

d_2 = Plattendicke nach dem Abfräsen 3 mm

------- Mittelfaser von d_2

σ_M = Membranspannungsanteil = $\frac{\delta_M}{d_1}$; $\delta_M = 4$;

σ_B = Biegespannungsanteil ;

$\sigma_a = \frac{\delta_a}{d_2}$ (δ_a = Isochromatenordnung nach dem Abfräsen) $\delta_a = 5$;

Aus Ähnlichkeit der Dreiecke:

$$\frac{2\sigma_B}{d_1} = \frac{(\sigma_a - \sigma_M)}{\frac{d_1}{d_1} - \frac{d_2}{d_1}} \rightarrow \sigma_B = d_1 \cdot \frac{(\sigma_a - \sigma_M)}{d_1 - d_2} =$$

$$= d_1 \cdot \frac{\frac{\delta_a}{d_1} - \frac{\delta_M}{d_1}}{d_1 - d_2} \; ; \quad \sigma_B = \frac{\frac{\delta_a}{d_2} - \frac{\delta_M}{d_1}}{1 - \frac{d_2}{d_1}} \; ;$$

nach Einsetzen der Zahlen:

$\sigma_B = 1{,}93$; $\sigma_M = 0{,}57$;

$\sigma_M : \sigma_B = 1 : 3{,}4$;

(Berechnung von E. Ficker)

Spannungsverteilung in einer partiellen Oberkieferprothese, die nur die mittleren Schneidezähne nicht ersetzt.

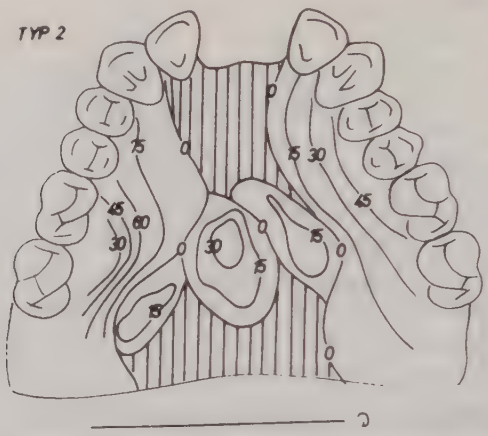


Abb. 12

Darstellung der Isoklinenverläufe. Die Nummern geben die Filterstellung in Winkelgraden an.

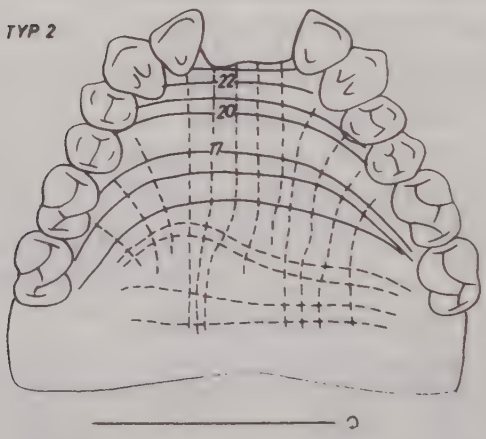


Abb. 13

Zeichnerische Darstellung der Hauptspannungsrichtungen. Die Ziffern geben die Größe der Materialspannungen an.

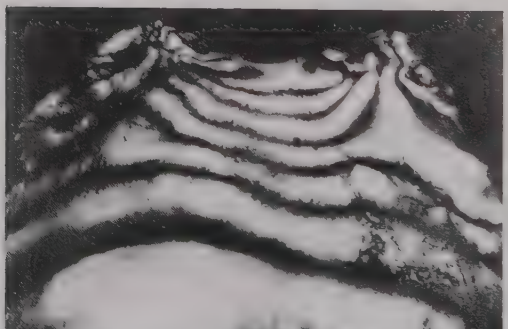


Abb. 14

Schubspannungsübersicht. Isochromatenaufnahme. Die größten Spannungen finden sich unmittelbar in dem Prothsenrand, der den mittleren Schneidezähnen anliegt.

Spannungsverteilung in einer partiellen Oberkieferprothese, die lediglich die beiden Eckzähne nicht ersetzt.

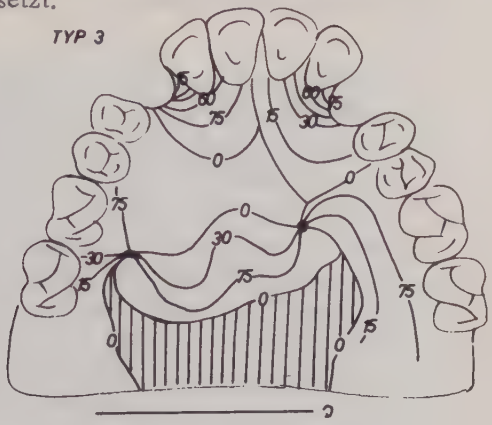


Abb. 15

Darstellung der Isoklinenverläufe. Die Nummern geben die Filterstellung in Winkelgraden an.

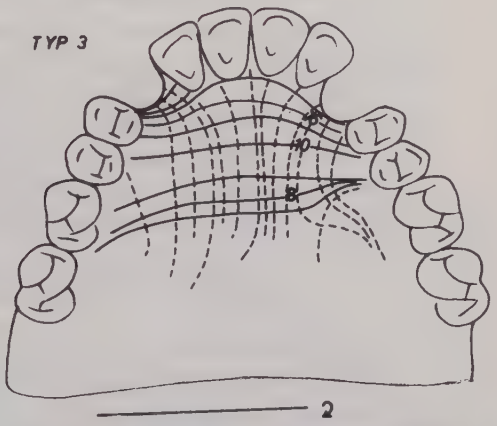


Abb. 16

Zeichnerische Darstellung der Hauptspannungsrichtungen. Die Ziffern geben die Größe der Spannungen an. (Ordnung pro cm Schnittfläche)

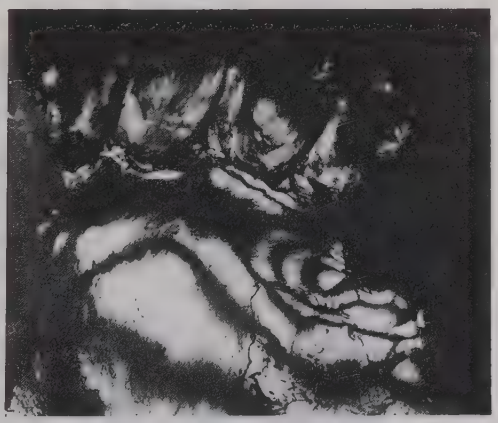


Abb. 17

Schubspannungsübersicht. Isochromatenaufnahme. Die größten Spannungen finden sich in dem Prothesenrand, der dem Eckzahn anliegt.

Spannungsverteilung in einer oberen partiellen Prothese, die nur die beiden ersten Molaren nicht ersetzt.

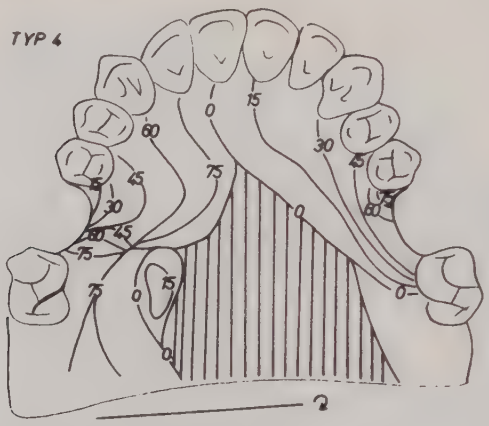


Abb. 18

Darstellung der Isoklinenverläufe. Die Nummern geben die Filterstellung in Winkelgraden zu einer Bezugsrichtung an.

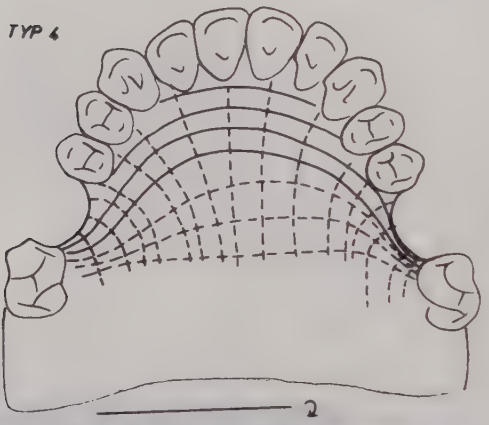


Abb. 19

Zeichnerische Darstellung der Hauptspannungsrichtungen.

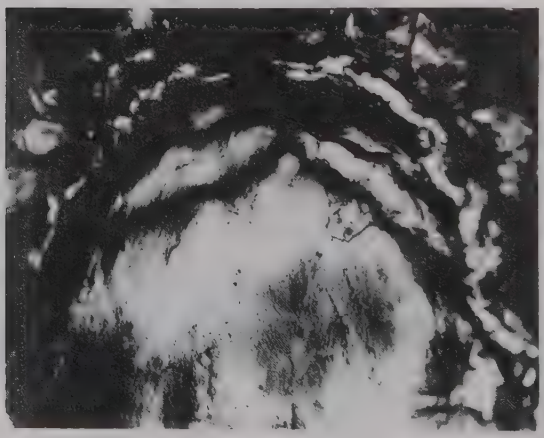


Abb. 20

Isochromatenaufnahme der Schubspannungsübersicht. An den Auskerbungen für den ersten Molaren sind keine Spannungsmaxima feststellbar.

III b) Partielle Prothesen

Hinter der Kerbe, an der die mittleren Schneidezähne ausgespart waren, befindet sich ein breiter, mit geringgradigen Abweichungen bis zum hinteren Rand durchlaufender Streifen der Nullgradisokline. Daraus folgt für σ 1 in diesem Bezirk ein fast geradlinig frontaler Verlauf. σ 2 ist dementsprechend sagittal ausgerichtet. Nur bei diesem Modell brachte der Wiederholungsversuch auch im posterioren Anteil keine großen Abweichungen im Isoklinenbild. An der Kerbe ergibt die Schubspannungsübersicht eine Spannungsanhäufung gegenüber den entsprechenden Stellen des Totalersatzes. Die höchsten Randspannungen gehen aus vom Kerbengrund und ziehen im Betrag abfallend in sagittaler Richtung nach hinten. (Abb. 12, 13, 14)

Um die Eckzahnauskerbungen verlaufen die Spannungen in bogig geschwungenen Linien. Schubspannungsübersicht und Ermittlung der Spitzenspannungen zeigen die Maxima am Kerbengrund beiderseits. (Abb. 15, 16, 17) Für das Modell mit Aussparung der Sechsjahrmolaren ergibt sich nicht in der Nähe der Kerben die höchste Spannung, sondern analog der totalen Prothese. Der Verlauf der Spannungsrichtung entspricht weitgehend dem für die Totalprothese gefundenen. (Abb. 18, 19, 20).

Qualitative Abschätzungen von σ 1 und σ 2

In allen untersuchten Schnitten für σ 1 und σ 2 fand ich im ausgewerteten Bereich an der zungenzugewandten polierten Oberfläche niemals Druckisochromaten, sieht man von der Ausstrahlung des direkten Auflagerdruckes am Kauansatz ab. Dieses Ergebnis stimmt überein mit den Ermittlungen KLÖTZERs /29/ und eigenen Versuchsergebnissen mit der von KLÖTZER /29/ geschilderten Versuchsanordnung. Die beim Austesten der zweckmäßigen Belastungshöhe zerbrochenen Modelle hatten einen typischen Bruchverlauf, der mit den Erfahrungen aus der Bruchstatistik und der jeweils festgestellten Anordnung der Spannungsspitzen zusammenfiel. Die Bruchflächen standen immer senkrecht zur Oberfläche und waren durch muschelförmige Linienzeichnungen charakterisiert; die Dichte derselben war am Ausgangspunkt des Bruches am höchsten.

IV) Diskussion

IV a) Kritische Bewertung des Phantomversuchs

Vor der Bewertung der Ergebnisse müssen Methode und Versuchsanordnung

eine kritische Betrachtung erfahren, ob und inwieweit sie der Problemstellung gerecht werden konnten.

Das spannungsoptische Einfrierverfahren zeichnet sich gegenüber allen anderen Verfahren der Spannungs- und Dehnungsmessung dadurch aus, daß es in anschaulicher Weise Aufschluß auch über die Spannungsverteilung im Inneren der Prothese gibt. Der große Nachteil ist der Phantomcharakter der Versuche. Die Beanspruchungsverhältnisse im Mund sind, soweit sie bekannt sind, nicht ohne weiteres nachzuahmen; sie variieren von Individuum zu Individuum und verändern sich bei ein und demselben Individuum physiologisch und pathologisch über die Zeit hin; weiter sind zweifellos einige Faktoren unbekannt oder wechseln nach den Gesetzen des Zufalls.

Aus dieser ganzen sachgegebenen Konstellation heraus wäre ein empirisch-analytischer Versuchsductus nach variationsstatistischem Prinzip angezeigt. Diese Versuchskonzeption entfällt wegen ihres unverhältnismäßigen Aufwands.

Daher wählte ich den Weg, von einer für möglichst viele Variationen repräsentativen, vereinfachten Versuchsanordnung auszugehen. Die bekannten Parameter wurden dabei über sämtliche Versuche hin konstant gehalten.

Eine kritische Konfrontation der Ergebnisse mit bisherigen Kenntnissen aus klinischer Erfahrung und Versuch ist unumgänglich. Da sich aber allenthalben offensichtlicher Akkord mit den Werten, die die Statistik als typisch ausweist, ergab, kann der Versuchsanordnung nachträglich bescheinigt werden, daß sie eine zulässige Vereinfachung darstellt; bei der Kompliziertheit der Ergebnisfindung kann eine zufällige Übereinstimmung in dieser Breite als höchst unwahrscheinlich ausgeschlossen werden.

Auf Abstriche in der Genauigkeit der Versuche wurde jeweils hingewiesen.

IV b) Bewertung und Vergleich der Ergebnisse mit Bruchstatistik und bisherigen Versuchsergebnissen:

Die Ergebnisse für Spannungsrichtung und Lokalisation der Spitzenspannungen stellten im anterioren Prothesenbereich reproduzierbare Bilder dar.

Die unterschiedlichen Ergebnisse für die einzelnen Prothesentypen erklären sich nur aus den verschieden lokalisierten Kerben, die Bedeutung der Form für die Festigkeit wird damit unterstrichen. Ein quantitativer Vergleich der in den vier Typen gefundenen Spitzenspannungen ist schon deshalb nicht statthaft, weil verschiedene Lieferchargen des Araldit B zur Anwendung kamen. Das bedeutet, daß mit Schwankungen der spannungsoptischen Konstanten zu rechnen ist.

Da bisher experimentell fundierte Kenntnis über Spannungstrajektorien in zahnärztlichen Prothesen meines Wissens nicht vorliegen, ist ein direkter kontrollierender Vergleich nicht möglich. Eine Überprüfung der Ergebnisse mit dem Dehnungsmeßstreifen im Mund bietet sich an. Der Feststellung der Spannungsspitzen lagen die Trajektorienzüge aus den Isoklinenversuchen zugrunde. Die vollständige Übereinstimmung zwischen der Anordnung der Spannungsmaxima am Phantommodell und den statistisch typischen Bruchlinien im Mund spricht im zweiten Schritt auch für die Gültigkeit der gefundenen Spannungsrichtungen.

Wenn trotz der stark vereinfachten Nachahmung des Prothesenlagers die Versuchsanordnung sich als hinreichend erwies, so ist das vermutlich darauf zurückzuführen, daß nicht so sehr die Auflagerverhältnisse, als die Prothesenform die typischen Bruchlinien verschuldet (KLÖTZER) [29].

Das im Phantomversuch ermittelte Spannungsbild der totalen Prothese erklärt den stereotypen Mittellinienbruch. Versuche von MATTHEWS and WAIN [43] mit Reißlack und Dehnungsmeßstreifen sowie spannungsoptische Versuche von KLÖTZER [29] mit anderen Versuchsaufbau führten zu übereinstimmenden Ergebnissen.

Der Bruchverlauf aus der Eckzahn- und Schneidezahnkerbe heraus ist von STRACK [66], UHLIG [72], JANKE [25], SMITH [64] in derselben Weise geschildert worden, wie er hier gefunden und erklärt wird.

IV c) Abgrenzung allgemeiner Folgerungen:

Eine Aussage über das Größenverhältnis von Membran- und Biegespannungen über meine Versuche hinaus scheint mir nicht möglich, da sich bei anderen Auflagerverhältnissen abweichende Werte ergaben. Die Vermutung, daß auch im Mund beträchtliche Membranspannungen auftreten, ist naheliegend, muß jedoch unbewiesen bleiben, solange eine Nachweismethode fehlt.

Die Versuche an partiellen Prothesen, bei denen ich eine Kerbe von mesial nach distal durchwandern ließ, brachten nur an Frontzahnkerben bedeutende Spannungskonzentrationen; an der Aussparung der Sechsjahrmolaren zeigten sich weder in der Schubspannungsübersicht, noch in den einzelnen Schnitten bemerkenswerte Beträge. Da eine Rundkerbe nur den Spannungszustand in ihrer näheren Umgebung beeinflussen kann und die Schubspannungsübersicht des Totalersatzes in der Gegend des Sechsjahrmolaren nur sehr geringe Schubspannungen aufweist, kann in diesem Fall auch keine erhebliche Spannungsanhäufung vorkommen.

Die Bruchgefährdung einer Oberkieferprothese durch eine Kerbe für einen vereinzelt im Mund stehenden natürlichen Zahn nimmt vom Frontzahngebiet zu den Molaren erheblich ab. Eine weitere benachbarte Kerbe oder der nahe dorsale Prothesenrand lassen ein ganz anders gelagertes Problem entstehen; der mehr oder weniger schmale Kunststoffsteg, der die isoliert stehenden Ersatzzähne trägt, wird in sich gebogen und gelangt, wie die Statistik zählt, sehr häufig zu Bruch.

Für die totale Prothese muß festgestellt werden, daß der Mittellinienbruch nicht allein durch die Kerbwirkung einer Diastemenstellung im Frontzahnbereich oder einer Aussparung für kammnah ansetzendes Frenulum erklärt werden kann. Die Kerbwirkung erhöht vielmehr die Spannungskonzentration an der Stelle, an der sie sowieso maximal vorliegt. Die ganze Form der Prothese ergibt die Bruchgefährdung in der Symmetrieebene, nicht ein Formdetail wie die Kerbe allein. In gleicher Weise sind Schwächungen einzuschätzen, die von einer schlechten Verbindung der Frontzähne mit dem Basismaterial herrühren.

Der mechanische Hintergrund der Spannungskonzentration im anterioren Anteil der Totalprothese ist das Ausweichen der Seitenzahnbereiche, besonders am hinteren Rand, nach lateral unter der Kaubelastung. Messungen von JUNG [27] und SCHWICKERATH [59] sowie VOSS [75] stützen diese Annahme.

Das Auftreten von Membranspannungen im gefährdeten Bereich dorsal der mittleren Schneidezähne - ein wichtiger Anteil der Prothesenbeanspruchung - erkläre ich mir wie folgt:
Unter Belastung im Kau- und Schluckvorgang deformiert sich die Prothese elastisch; die größte Kraftwirkung trifft die Seitenzähne. Nicht zwangsläufig deshalb, sondern aus der Form der Prothese heraus legen die Seitenzahnbereiche distal den größten Deformationsweg zurück. Daß sie nach lateral auseinanderweichen und nicht in Richtung der Kaukraftwirkung, ist ebenfalls durch Prothesenform diktiert. Die Aufbiegung oder Abflachung der Gaumenwölbung wird innerhalb der Prothese hauptsächlich aufgefangen vom Frontzahnbogen und der sich nach vorne unten wölbenden Gaumenplatte. Dieser anteriore Prothesenanteil wird dabei nicht nur stark gebogen, sondern auch gezerrt. Man könnte sich dieses Detail der Prothesenbeanspruchung anschaulich machen an einem Gedankenmodell:

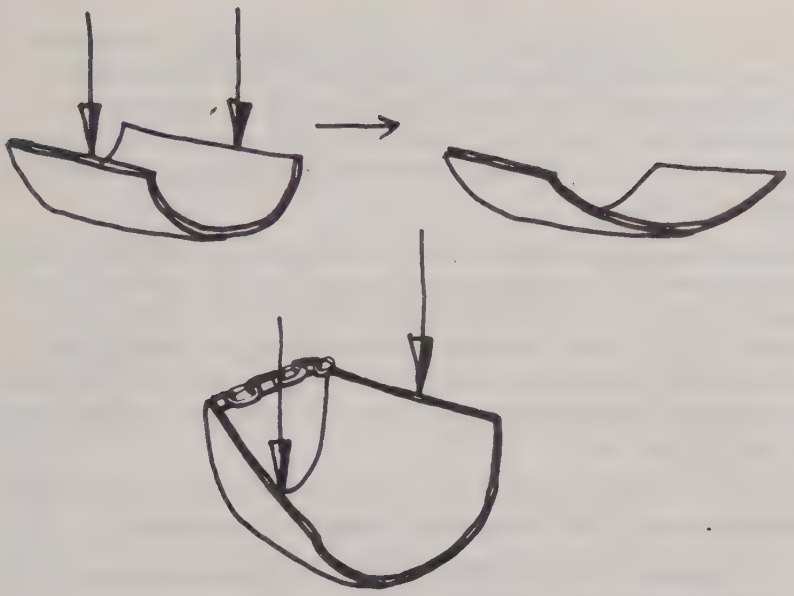


Abb. 21 Hypothetischer Erklärungsversuch für das Auftreten von Membranspannungen hinter den mittleren Schneidezähnen. Die Totalprothese wird nicht nur gebogen, sondern auch in sich gezerrt.

Ein freiliegender gebogener Blechstreifen würde einer Kraft, die von oben her auf ihn wirkt, seitlich ausweichen und sich dabei abflachen. Denkt man sich zwischen den vorderen Ecken des Streifens eine Kette gespannt, so würde sie diese Ausweichbewegung teilweise auffangen und in sich gezerrt.

In derselben Weise denke ich mir die überlagerte Membranspannung im anterioren Bereich der Totalprothese erklärlich. Selbstverständlich soll diese Hypothese nur ein Versuch sein, ein Detail, nicht die ganze Prothesendeformation aufzuhellen. Es darf auch nicht unerwähnt bleiben, daß der versteifende Einfluß der vestibulären Prothesenanteile ungeklärt ist. Immerhin geben die Versuchsergebnisse Anlaß zu der Vermutung, daß der Grad der Gaumenwölbung bei der Bruchanfälligkeit mit hereinspielt.

IV d) Praktische Konsequenzen

Die Frage, wie es möglich ist, dem Bruch des Zahnersatzes vorzubeugen, sollte nur gleichzeitig mit der Frage gestellt werden, wie das Prothesenlager erhalten werden kann. Beides wird erreicht, wenn die Prothese die Kaukraft möglichst gleichmäßig in sich und auf das Prothesenlager verteilt. Andererseits sind regelmäßige Kontrolluntersuchungen des Prothesenträgers zu fordern.

Der besseren Spannungsverteilung durch Modellieranweisungen sind Grenzen gesetzt; die schleimhautzugewandte Oberfläche der Basis wird durch die anatomischen Gegebenheiten des Gaumens in Verbindung mit dem angewandten Abformverfahren bestimmt. Verbesserungen der Prothesenform bleiben also auf die polierte Fläche beschränkt. Die Zunge darf aber durch die Erhöhung der Plattendicke gerade im Bereich der rugae palatinae nicht beliebig eingeengt werden.

Zum zweiten ist auch zu bedenken, daß Prothesen von Hand "nach Gefühl" modelliert werden. Zwei Punkte seien immerhin hervorgehoben:

> Der Bereich hinter den Schneidezähnen sollte keinesfalls zu dünn gehalten sein (KLÖTZER) [29];
> die Gaumenplatte darf gegen Kerben im anterioren Bereich des Zahnbogens nicht dünn auslaufend gestaltet werden.

Die Beachtung dieser beiden Forderungen kann auch bei Modellierung von Hand die Ergebnisse verbessern; ihre Zweckmäßigkeit geht aus den Erläuterungen über den Zusammenhang zwischen Plattendicke und Bruchgefährdung hervor.

Eine erhebliche Steigerung der Biege- und Dauerbiegefestigkeit kann erzielt werden durch Verstärkungseinlagen. Aus einer Reihe von Veröffentlichungen wissen wir, daß deren Länge von erheblichem Einfluß auf den Verstärkungseffekt ist. Bei der Glasfaserarmierung zum Beispiel fällt der Verstärkungseffekt unterhalb einer kritischen Faserlänge von 1,2 cm bei Polyesterkunststoffen stark ab (HENNING) [22]. Im Zuge der rationellen Ausnutzung stellt sich also das Problem der Ausrichtung einer Armierung längs der Spannungstrajektorien, zu dem diese Arbeit Anhaltspunkte gibt. Im Bildanhang sind aus den Trajektorienkonstruktionen diejenigen Spannungsrichtungen herausgegriffen, die praktische Bedeutung haben. In der gleichen Weise müssen Armierungseinlagen ausgerichtet werden. (Abb. 22, 23, 24)

Die praktisch wichtigen Spannungstrajektorien

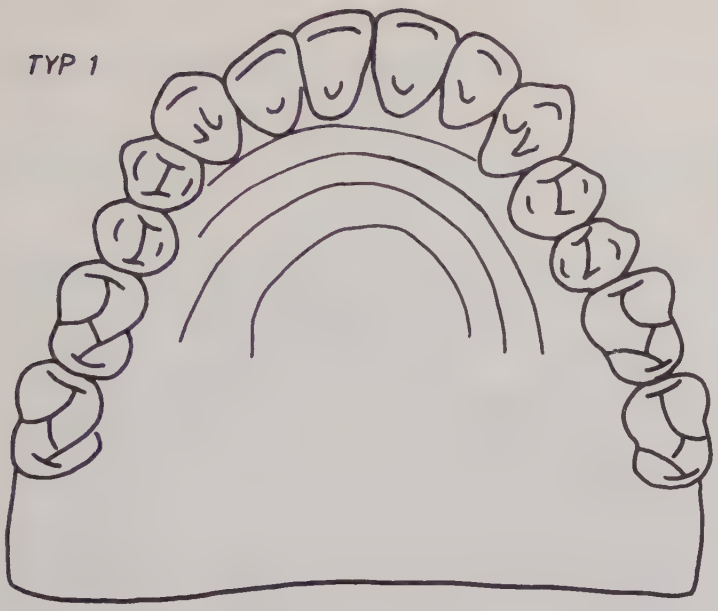


Abb. 22

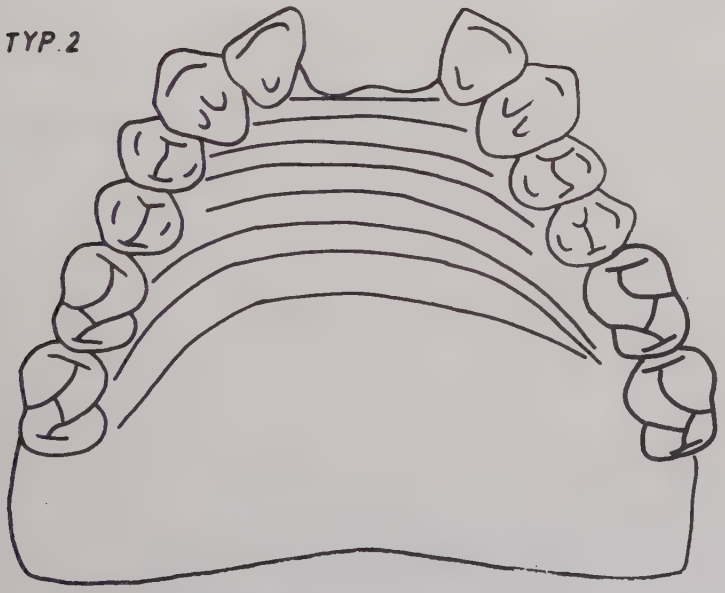


Abb. 23

Die praktisch wichtigen Spannungstrajektorien

(Forts. von S. 44a)

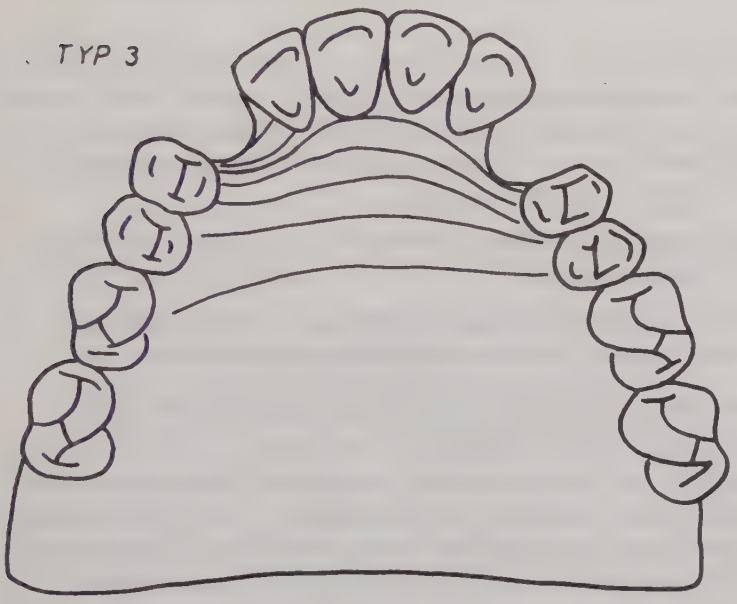


Abb. 24

D. ZUSAMMENFASSUNG

An vier Prothesentypen wurden unter Anwendung des spannungsoptischen Einfrierverfahrens Untersuchungen durchgeführt über Richtungen und Beträge der in Oberkieferprothesen im Phantomversuch vorliegenden Spannungen.

Eine erste Versuchsserie brachte mit Hilfe der Isoklinenauswertung Aufschlüsse über den Verlauf der Spannungsrichtungen σ 1 und σ 2. Zur Ausschaltung des optischen Effektes der Druckzone bei Durchstrahlung senkrecht zur lastfreien Oberfläche war die Gaumenplatte von der Auflagerfläche her bis zur Mittelschicht abgefräst worden.

Eine zweite Versuchsreihe vermittelt eine Übersicht über das Schubspannungsbild in den Prothesen.

Der genauen Feststellung der Spannungsspitzen galt die dritte Versuchsserie, der sich auf die Kenntnis der Spannungsrichtung stützte.

Die gefundene Spannungsverteilung für die Oberkiefertotalprothese erklärt den typischen Mittellinienbruch.

Aussparungen an der Prothesenbasis für die mittleren Schneidezähne und die Eckzähne rufen am Kerbengrund Schwachpunkt hervor. Dagegen führt die Aussparung des Sechsjahrmolaren nicht zu maximaler Spannungskonzentration an dem Prothesenrand, der dem natürlichen Zahn anliegt.

Die Arbeit gibt Anweisungen für die Lokalisation und Ausrichtung von Verstärkungseinlagen in zahnärztlichen Prothesen.

Für die Überlassung des Themas, sowie für freundliche Hinweise möchte ich Herrn Prof. Dr. H. van Thiel meinen ergebenen Dank aussprechen.

Zu danken habe ich auch Herrn Prof. Dr. -Ing. E. Mönch für die Erlaubnis, an der Forschungsstelle Spannungsoptik der Technischen Hochschule München arbeiten zu dürfen.

Für Unterstützung und Ratschläge aus zahnärztlicher Sicht bin ich Herrn Dr. W. Klötzer, für viele technische Hilfestellungen sowie Durchsicht der Arbeit und die im Text gekennzeichnete mathem. Ableitung Herrn Dipl. -Ing. E. Ficker Dank schuldig.

LITERATURVERZEICHNIS

1) Adams, H.J. Über die Dauerbiegefestigkeit metallnetzverstärkter Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 6 (1951)20, 1159 - 1160

2) Altman, J.L. The biophysical basis for new roundet cavity forms
Int. dent. J. 13 (1963) 12, 582 - 585

3) Bayer, H.G. Über ein elektronisches Verfahren zur Bestimmung von Kraftgrößen an totalen Prothesen
Med. Diss., München 1964

4) Böttger, H. Zur Diagnose und Therapie von Schleimhautschädigungen, die unter dem Einfluß von Prothesen entstehen können.
Zahnärztl. Rdsch. 64 (1955) 19, 514 - 521

5) Buchmann zit. nach Janke, G. (24)

6) Eichner, K. Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963) 17, 915 - 924

7) Eichner, K. Aufschlüsse über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964), 5, 415 - 426

8) Eisenring, R. Mikroskopische Untersuchungen der bedeckten Mundschleimhaut
Carl Hanser Verlag München 1955

9) Fink, K. und C. Rohrbach, Handbuch der Spannungs-und Dehnungsmessung
VDI-Verlag Düsseldorf 1958

10) Föppl, L. u. E. Mönch Praktische Spannungsoptik
Springer-Verlag Berlin / Göttingen/ Heidelberg 1959

11) Friese, H.A. Über Untersuchungen der Schleimhautresilienz unter Platten-Zahn-Ersatz
Med. Diss., Kiel 1966

12) Fröhlich, E. Das Verhalten des Kieferknochens unter dem Einfluß der schleimhautgetragenen Plattenprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 5 (1950) 22, 1222 - 1240

13) Fröhlich, E. Gewebsveränderungen im Lückengebiß bei parodontaler Insuffizienz und Resistenz
Dtsch. zahnärztl. Z. 14 (1959) 6, 448 - 456

14) Fröhlich, E. Das Verhalten der Weichteile und des Knochens unter der Totalprothese
ZMK in Vorträgen (1954) 14, 77 - 87

15) Galler, A. Über die Dynamik des Bruches einer Prothese
das dentallabor 2 (1954) 10, 224 - 226

16) Gasser, F. Die Gaumenschleimhaut unter dem Einfluß zahnärztlicher Prothesen
Urban u. Schwarzenberg München/ Berlin 1955

17) Gaymann, Th. Spannungsuntersuchungen an Schalen durch das spannungsoptische Einfrierverfahren
Diss. TH München 1957

18) Gottfriedsen, J.P. Gefahren bei Reparaturen an Kunststoffprothesen
Zahnärztl. Prax. 8 (1957) 5, 10

19) Granath, L.E. A TECHNIQUE OF PHOTO-ELASTICITY EMPLOYED IN COMPARATIVE DENTAL INVESTIGATIONS
Odont. Revy 14 (1963) 2, 136 - 144

20) Granath, L.E. PHOTOELASTIC STUDIES ON CERTAIN FACTORS INFLUENCING THE RELATION BETWEEN CAVITY AND RESTORATION
Odont. Revy 14 (1963) 3, 278 - 293

21) Granath, L.E. Class II cavity restorations of amalgam
Dental Abstracts 10 (1965) 6, 338 - 339

22) Henning, A.R. Glasfaserverstärkungen und ihre Verwendung bei Kunststoffen
Kunststoffe 44 (1954) 4, 131 - 133

23) Horton, E. Experimental Investigation of Internal Strains in Polymerised Methyl-Methacrylate as Revealed by Polarised Light
Brit. dent. J. 86 (1949) 6, 133 - 142, 176 - 180

24) Hupfauf, L. Untersuchungen über die Biegefestigkeit an zerbrochenen und nach den verschiedensten Methoden reparierten Probestücken aus Kunststoff
Med. Diss. Mainz 1954

25) Janke, G. Über die Festigkeit zahnärztlicher Kunststoffe in Abhängigkeit von der Verarbeitung
Hab.-schrift Marburg 1956

26) Johnson, W. A study of stress distribution in complete upper dentures
Dental Practitioner 15 (1965) 6, 374 - 379

27) Jung, F. Veränderungen des Prothesenlagers unter der Teilprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 14 (1959) 2 (Pro 1), 105 - 107

28) Kantorowicz, A. Zur Statik der partiellen Prothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 4 (1949) 3, 4, 141 - 162

29) Klötzer, W. Zur Prothesenwiederherstellung. Wege zur Minderung der Bruchanfälligkeit der Kunststoffprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963) 17, 961 - 967

30) Klötzer, W. Spannungsoptische Untersuchungen einiger Prothesentypen
Dtsch. zahnärztl. Z. 19 (1964) 4, 375 - 384

31) Körber, E. Untersuchungen über die Beziehungen von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 9 (1954) 6, 348 - 355

32) Körber, E. Der Einfluß einiger Konstruktionselemente auf den Erfolg und Mißerfolg partieller Prothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963) 17, 992 - 995

33) Körber, E. Untersuchungen beim Kauen mit Oberkiefertotalprothesen
Dtsch. zahnärztl. Z. 20 (1965) 3, 242 - 250

34) Kraft, E. Kritische Stellungnahme zu Bedeutung der sogenannten Dauerbiegefestigkeitsuntersuchungen an Prothesenwerkstoffen
Dtsch. zahnärztl. Z. 14 (1959) 8, 618 - 627

35) Kraft, E. Über Untersuchungen des Prothesenlagerschwundes bei partiellem Zahnersatz unter Berücksichtigung des parodontalen Befundes der restlichen Zähne
Dtsch. zahnärztl. Z. 21 (1966) 1, 222 - 225

36) Kummer, B. Bauprinzipien des Säugerskeletts
Georg Thieme Verlag Stuttgart 1959

37) Langer, H. Einwirkung von Plattenprothesen auf die Mundschleimhaut
Zahnärztl. Rdsch. 65 (1956) 5, 107 - 113

38) Lehmann, M.L. and E.L. Hampson
A Study of Strain Patterns in Jacket Crowns on Anterior Teeth Resulting from Different Tooth Preparations
Brit. dent. J. 113 (1962) 10, 337

39) Löffler, F. Statistische Erhebungen über die Häufigkeit der verschiedenen Prothesenformen in der zahnärztlichen Sozialpraxis
Med. Diss. München 1962

40) Mahler, D.B. and F.A. Peyton
PHOTOELASTICITY AS A RESEARCH TECHNIQUE FOR ANALYZING STRESSES IN DENTAL STRUCTURES
J. dent. Res. 34 (1955) 6, 831 - 838

41) Manitz, G. Über den Bruchvorgang bei verschiedenen Hochpolymeren. Untersuchungen an Plexiglas und Araldit Gießharz B
nat. wiss. Diss. Freiburg 1959

42) Martin, H. Über Untersuchungen des Absinkens von Plattenzahnersatz
Med. Diss. Kiel 1966

43) Matthews, E. and E.A. Wain
Stresses in Denture Bases
Brit. dent. J. 100 (1956) 7, 167 - 171

44) Miyauchi, T. und H. Kubota
ON THE METHOD OF THREEDIMENSIONAL PHOTOELASTIC EXPERIMENTS UPON MODEL TEETH
Shikwa Gakuho 57 (1957) 2, 55 - 60

45) Miyauchi, T. THREEDIMENSIONAL EXPERIMENTS UPON MODEL TEETH
1st Report: THE STATIC INVESTIGATION UPON THE MODEL FRONT TEETH
2nd Report: THE STATIC INVESTIGATION UPON THE ABUTMENT TEETH
Shikwa Gakuho 59 (1959) 2, 81 - 94
Tokyo 59 (1959) 5, 306 - 314

46) Mönch, E. Einige neue Ergebnisse und Erfahrungen bei spannungsoptischen Versuchen mit Araldit Gießharz B
Konstruktion 13 (1961) 8, 289 - 298

47) J. M. Ney Company Planned Partials
Druck: Gebr. Vogel, Neu-Isenburg 1957

48) Osada, N. THE PHOTOELASTIC STUDY OF PORCELLAIN TEETH BASED ON PROSTHETIC VIEW POINT
Shikwa Gakuho 56 (1956) 11, 415 - 424
56 (1956) 12, 475 - 484

49) Regli , C.P. and H.L. Gaskill
Denture Base Deformation During Function
J. prosth. Dent. 4 (1964) 4, 548 - 554

50) Reither , W. Über die Einwirkung von Haftpulver auf das Prothesenlager
Zahnärztl. Rdsch. 65 (1956) 16, 383 - 391

51) Ritze, H. Vergleichende Untersuchungen verschiedener Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 12 (1957) 21, 1470 - 1473

52) Rohen, J. Zur Anatomie des Prothesenträgers
Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1958) 20, 1161 - 1170

53) Rumetsch, W., A. Motsch, S. Schreiber
Zur Statik der Jacketkrone:
Spannungsoptische Modellversuche
Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 75 (1965) 9,
953 - 975

54) Schmidt, M.B. zit. nach Fröhlich, E. (13)

55) Schwickerath, H. Die Erhöhung der Biege- und Dauerbiegefestigkeit von Kunststoffen durch Einlagen
Med. Diss. Köln 1957

56) Schwickerath, H. Über die Prüfung zahnärztlicher Prothesenwerkstoffe und eine geeignete Prüfmaschine
Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1958) 4, 201 - 204

57) Schwickerath, H. Die elastischen Eigenschaften der Methacrylate
Dtsch. zahnärztl. Z. 16 (1961) 6, 478 - 483

58) Schwickerath, H. Über die Festigkeit der Prothesen - Basis - Materialien
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963) 20, 1233

59) Schwickerath, H. Der Einfluß der elastischen Eigenschaften des Basismaterials auf die Restzähne
Dtsch. zahnärztl. Z. 20 (1965) 2, 185 - 188

60) Schwickerath, H. Grundsätzliches zur Verstärkung von Kunststoffen
Zahnärztl. Welt 66 (1965) 4, 124 - 128

61) Schwickerath, H. Glasfasern und Kunststoffverstärkung
Zahnärztl. Welt 66 (1965) 10, 364 - 367

62) Schwickerath, H. Zur Frage der Prothesenverstärkung
Dtsch. zahnärztl. Z. 21 (1966) 3, 491 - 494

63) Seitler, W. Photoelastische Spannungsanalyse.
Eine Grundlage für die Beurteilung der Festigkeit
Neue Züricher Zeitung Nr. 164 Blatt 23
17. Juni 1965 Technikbeilage

64) Smith, D.C. The Acrylic Denture. Mechanical Evaluation. Mid-line Fracture.
Brit. dent. J. 110 (1961) 8, 257 - 267

65) Stimmelmayr, H. Vergleichende spannungsoptische Untersuchungen verschiedener Stegarten, Untersuchungen des Einflusses der Stegart auf das Absinken steggestützter, doppelendiger Freiendprothesen und Feststellung der Durchbiegung eines Steges unter Kaudruck
Med. Diss. München 1965

66) Strack, R. Für und wider den Kunststoff
Dtsch. zahnärztl. Z. 2 (1947) 4, 5, 7/8, 11, 97 - 108, 133 - 144, 233 - 250, 370 - 386

67) Swoope, Ch. C. and W.L. Kydd
Die Auswirkung von Höckerform und Okklusalflächengebiet auf die Deformation der Prothesenbasis
J. prosth. Dent. 16 (1966) 1, 34 - 43

68) van Thiel, H. Die Probleme bei der Herstellung der totalen Prothese
ZMK-heilkunde in Vorträgen
Carl Hanser Verlag München 1951, 5

69) van Thiel, H. Das Verhalten der herausnehmbaren Teilprothese im Funktionsgeschehen
Vortrag München 21.8.1956 Bayerischer Zahnärztetag
Dtsch. zahnärztl. Z. 12 (1957) 12, 845 - 860

70) van Thiel, H. Über Veränderungen des Prothesenlagers unter der Totalprothese
Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1958) 14, 853 - 862

71) van Thiel, H. Die totale Prothese als Mittel zur Gebißrehabilitation bei primären Dysgnathien
Dtsch. zahnärztl. Z. 16 (1961) 3, 248 - 255

72) Uhlig, H. Bedeutung und Anwendungsbreite der Methacrylate in der Zahnheilkunde unter besonderer Berücksichtigung ihrer Dauerbiegefestigkeit im Lichte werkstoffkundlicher und klinisch-prothetischer Betrachtung
Hab.-schrift Kiel 1951

73) Uhlig, H. Über die Dauerbiegefestigkeit metallnetzverstärkter Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 6 (1951) 13, 707 - 719

74) Uhlig, H. Über die Kaukraft
Dtsch. zahnärztl. Z. 8 (1953) 1, 30 - 45

75) Voss, R. Der Einfluß der Elastizität, besonders der elastischen Nachwirkungen auf das Verhalten der Prothesen und des tragenden Gewebes
Dtsch. zahnärztl. Z. 12 (1957) 21, 1474 - 1479

76) Voss, R. und H. Schwickerath
Die Statik der totalen Platte
Dtsch. zahnärztl. Z. 13 (1958) 13, 770 - 773

77) Voss, R. Dauerbiegefestigkeit und elastische Eigenschaften üblicher und gespritzer Kunststoffe
Dtsch. zahnärztl. Z. 17 (1962) 8, 603 - 610

78) Voss, R. und H. Schwickerath
Einige klinische und werkstoffkundliche Gesichtspunkte der Prothesenwiederherstellung
Dtsch. zahnärztl. Z. 18 (1963) 17, 967 - 975

79) Walton, Ch. B. and M. M. Leven
A preliminary report of photoelastic tests of strain pattern within jacket crowns
J. Amer. dent. Ass. 50 (1955) 1, 44 - 48

80) Wick, M. und W. Dietz
Eigenschaften von Silikon-Kautschuk
Kunststoffe 44 (1954) 4, 127 - 131

81) Windecker, D. Vergleichende Untersuchungen über das Kaukraftaufnahmevermögen von Teilprothesen und die dabei an der Prothesenbasis wirksam werdenden Kraftkomponenten
Dtsch. zahnärztl. Z. 20 (1965) 4, 369 - 378

82) Wolter zit. nach Klötzer, W. (28)

83) Wustrow zit. nach Uhlig, H. (72)

84) Yajima, T., Miyake, N., Hara , G., Nakakuki, T.
PHOTOELASTIC EXPERIMENTS UPON MODEL TEETH
Shikwa Gakuho 53 (1953) 4, 537 - 540
54 (1954) 4, 121 - 130
54 (1954) 9, 323 - 332
54 (1954) 10, 365 - 368.

LEBENSLAUF

Am 23. September 1942 wurde ich, Albert S c h o l t z , Sohn des Oberamtmanns Albert Scholtz, und seiner Ehefrau Maria, geb. Zolesch, in Groß-Lomnitz/CSR geboren. Nach der Vertreibung am Ende des II. Weltkriegs besuchte ich von 1948 bis 1952 die Seminarübungsschule in Freising und von 1952 bis 1961 das Humanistische Domgymnasium am selben Ort. Nach dem Abitur vom 19. VII. 1961 studierte ich vom Wintersemester 1961/62 bis zum Sommersemester 1966 an der Münchener Universität Zahnheilkunde. Am 18. März 1964 bestand ich die zahnärztliche Vorprüfung und am 13. Dezember 1966 das zahnärztliche Staatsexamen. Seit dem 1. Januar 1967 bin ich an der prothetischen Abteilung der Universitätszahnklinik München mit der Verwaltung der Dienstgeschäfte eines wissenschaftlichen Assistenten beauftragt.